



**INSTITUTO SUPERIOR DE CIÊNCIAS DA SAÚDE  
EGAS MONIZ**

**MESTRADO INTEGRADO EM MEDICINA DENTÁRIA**

**EFEITO DA EROÇÃO INTRÍNSECA NAS FORÇAS DE ADESÃO  
DE RESTAURAÇÕES INDIRETAS EM RESINA A ESMALTE -  
COMPARAÇÃO IN VITRO DE DOIS MÉTODOS DE  
CIMENTAÇÃO**

Trabalho submetido por  
**Ana Carolina dos Santos Gomes**  
para a obtenção do grau de Mestre em Medicina Dentária

**outubro de 2015**





**INSTITUTO SUPERIOR DE CIÊNCIAS DA SAÚDE  
EGAS MONIZ**

**MESTRADO INTEGRADO EM MEDICINA DENTÁRIA**

**EFEITO DA EROSÃO INTRÍNSECA NAS FORÇAS DE ADESÃO  
DE RESTAURAÇÕES INDIRETAS EM RESINA A ESMALTE -  
COMPARAÇÃO IN VITRO DE DOIS MÉTODOS DE  
CIMENTAÇÃO**

Trabalho submetido por  
**Ana Carolina dos Santos Gomes**  
para a obtenção do grau de Mestre em Medicina Dentária

Trabalho orientado por  
**Doutora Ana Vieira**

**outubro de 2015**



## **AGRADECIMENTOS**

Quero agradecer à minha orientadora Doutora Ana Vieira pela ajuda prestada, apoio e pela disponibilidade nesta fase final do curso.

Quero agradecer à *3M ESPE* por todo o material que disponibilizou para a realização deste estudo.

Quero agradecer ao Doutor Mário Polido por ter disponibilizado o laboratório para a realização deste trabalho.

Quero agradecer à minha família e amigos mais próximos por todo o apoio e carinho destes cinco anos maravilhosos.



## RESUMO

**Objetivos:** Este estudo teve como objetivo primário avaliar o efeito da erosão intrínseca do esmalte na resistência adesiva de restaurações indiretas em resina, comparando dois protocolos de cimentação. Pretendeu-se também avaliar o tipo de fratura ocorrida nos testes de microtração para cada grupo de estudo, bem como a correlação entre a força de adesão e a espessura do cimento.

**Materiais e Métodos:** Neste estudo *in vitro* foram selecionados quarenta incisivos inferiores de bovino, hígidos. Os dentes foram aleatoriamente divididos em quatro grupos (n=10). cimento-C – Dentes cimentados com *RelyX™ Ultimate* sem erosão prévia; cimento-ER – Dentes cimentados com *RelyX™ Ultimate* com erosão prévia; resina-C – Dentes cimentados com *Filtek™ Supreme XTE* sem erosão prévia; resina-ER – Dentes cimentados *Filtek™ Supreme XTE* com erosão prévia. Os dentes foram seccionados e testados na máquina de testes universal a uma velocidade de 0.5mm/min.

**Resultados:** Comparando os resultados dos dois métodos de cimentação o grupo do cimento resinoso apresentou diferenças significativas nas forças de adesão entre o esmalte erodido e o esmalte não erodido, onde se verificou um valor inferior nas forças de adesão ao esmalte erodido: cimento-C =  $32.52 \pm 16.07$  MPa e cimento-ER =  $22.21 \pm 13.37$  MPa. Já o protocolo de cimentação com resina aquecida não apresentou diferenças significativas entre o esmalte erodido e o esmalte não erodido: resina-C =  $23.03 \pm 15.25$  MPa e resina-ER =  $19.20 \pm 11.85$  MPa. Relativamente ao tipo de fratura e espessura do cimento não se verificou uma correlação com as forças de adesão, em ambas as análises.

**Conclusões:** As forças de adesão variam com a erosão intrínseca prévia do esmalte entre os grupos cimentados com cimento resinoso. Porém, não se verificaram diferenças significativas nas forças de adesão ao esmalte erodido entre os dois métodos de cimentação. Não se verificou uma correlação das forças de adesão com o tipo de fratura, assim como a espessura do cimento.

**PALAVRAS-CHAVE:** Erosão, Esmalte, Adesão, Resina





## ABSTRACT

**Objective:** This study had the primary objective of evaluating the effect of intrinsic enamel erosion on the bond strength of indirect resin restoration, comparing two cementation protocols. It was also intended to evaluate the type of fracture occurred in microtensile tests for each study group as well as the correlation between bond strength and cement thickness.

**Materials and Methods:** In this *in vitro* study, forty healthy bovine lower incisors were selected. The teeth were randomly divided into four groups (n = 10). cimento-C - Teeth were cemented with RelyX™ Ultimate without erosion; cimento-ER - Teeth were cemented with RelyX™ Ultimate with previous erosion; resin-C - Teeth were cemented with Filtek™ Supreme XTE without erosion; resin-ER – teeth were cemented with Filtek™ Supreme XTE with previous erosion. The specimens were sectioned and tested in a universal testing machine at a speed of 0.5mm/min.

**Results:** When comparing the results of the two methods of cementation, the resin cement group showed significant differences in adhesion forces between the eroded enamel and non-eroded enamel, where lower values of bond strength were shown on the eroded enamel: cimento-C =  $32.52 \pm 16.07$  MPa and cimento-ER =  $32.52 \pm 16.07$  MPa. However, the cementation protocol with heated resin showed no significant differences between the eroded enamel and non-eroded enamel: resina-C =  $23.03 \pm 15.25$  MPa and resina-ER =  $19.20 \pm 11.85$  MPa. With regard to fracture type and cement thickness a correlation with the adhesion forces was not verified in both analyses.

**Conclusion:** The bond strengths differ with previous intrinsic enamel erosion between the groups that were cemented with resin cement. However, there were no significant differences in bond strengths on eroded enamel between the two cementation methods. There was no correlation between the adhesion forces and the fracture type as well as the cement thickness.

**KEYWORDS:** Erosion, Enamel, Adhesion, Resin



# ÍNDICE GERAL

<b>1. INTRODUÇÃO .....</b>	<b>17</b>
1.1. Esmalte e sua Composição.....	17
1.2. Erosão Dentária.....	19
1.3. Causas Intrínsecas da Erosão .....	23
1.4. Saliva .....	24
1.5. Adesão .....	26
1.5.1. Adesão ao Esmalte .....	26
1.5.2. Metodologias de Adesão .....	27
1.6. Testes de Resistência Adesiva .....	30
1.6.1. Normas ISO.....	30
1.6.2. Testes de Microtração .....	31
<b>2. OBJETIVOS .....</b>	<b>33</b>
2.1. Hipóteses.....	33
<b>3. MATERIAIS E MÉTODOS.....</b>	<b>35</b>
3.1. Seleção, Preparo e Armazenamento das Amostras.....	35
3.2. Distribuição da Amostra .....	37
3.3. Erosão Ácida.....	38
3.4. Preparo da Peça em Resina .....	40
3.5. Cimentação da Peça em Resina ao Esmalte.....	41
3.6. Formação de Palitos.....	44
3.7. Resistência Adesiva à Microtração .....	45
3.8. Análise Estatística.....	47
<b>4. RESULTADOS .....</b>	<b>49</b>
<b>5. DISCUSSÃO .....</b>	<b>55</b>
<b>6. CONCLUSÃO.....</b>	<b>63</b>
<b>7. BIBLIOGRAFIA .....</b>	<b>65</b>
<b>8. ANEXOS</b>	



## ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1 - Esquema indicativo da composição do esmalte.....	18
Figura 2 - Esmalte erodido; Na metade esquerda da imagem observa-se o esmalte não erodido, uma superfície lisa com alguns riscos. Na metade direita encontra-se esmalte erodido mostrando pequenas áreas irregulares .....	19
Figura 3 - Erosão das faces palatinas dos incisivos superiores. Fator etiológico: Refluxo gastroesofágico .....	20
Figura 4 - Erosão das faces oclusais dos molares e pré-molares. Fator etiológico: Refluxo gastroesofágico .....	21
Figura 5 - Erosão severa das faces oclusais. Fator etiológico: Refluxo gastroesofágico .....	21
Figura 6 - Erosão das faces vestibulares. Fator etiológico: bebidas acídicas e refluxo gastroesofágico .....	21
Figura 7 - Fatores relacionados com o paciente e fatores nutricionais que vão afetar o desenvolvimento da erosão dentária.....	25
Figura 8 - Esquema Ilustrativo dos sistemas adesivos .....	28
Figura 9 - Mandíbula de Bovino.....	33
Figura 10 - Cloramina Tri-Hidratada.....	35
Figura 11 - Dispositivo Fixador de dentes.....	34
Figura 12 - Dente Fixo com cera colante .....	36
Figura 13 - Micrótomato de tecidos duros.....	34
Figura 14 - Separação da coroa da raiz.....	36
Figura 15 - Padronização da Superfície de Esmalte .....	37
Figura 16 - Esquema ilustrativo da distribuição das amostras .....	38
Figura 17 - Armazenamento dos dentes em diferentes grupos de acordo com o tipo de adesão .....	38
Figura 18 - Ácido Clorídrico.....	37
Figura 19 - Saliva Artificial.....	39
Figura 20 - Ciclo de erosão.....	40
Figura 21 - Molde em silicone dos blocos de resina .....	40
Figura 22 - Resina microhíbrida.....	41
Figura 23 - Blocos de resina.....	41

Figura 24 - Adesivo aplicado às faces a cimentar .....	42
Figura 25 - Fotopolimerização da peça.....	41
Figura 26 - Peça cimentada .....	43
Figura 27 - Estufa .....	43
Figura 28 - Corte transversal do dente.....	42
Figura 29 - Formação de palitos .....	44
Figura 30 - Palitos na caixa de <i>petri</i> .....	45
Figura 31 - Palitos colados no <i>jig</i> .....	44
Figura 32 - <i>Jig</i> na máquina de tração .....	46
Figura 33 - Medição com a craveira digital.....	46
Figura 34 - Média e desvio padrão das forças de adesão em MPa nos quatro grupos de estudo.....	49
Figura 35 - Tipos de fratura do grupo de cimento-C.....	52
Figura 36 - Tipos de fratura do grupo de cimento-ER. ....	52
Figura 37 - Tipos de fratura do grupo de resina-C .....	53
Figura 38 - Tipos de fratura do grupo de resina-ER.....	53

## ÍNDICE DE TABELAS

Tabela 1 - Índice sugerido por Smith e Knight relativamente ao desgaste dentário geral .....	22
Tabela 2 - Composição da saliva artificial .....	39
Tabela 3 - Classificação dos tipos de fratura .....	47
Tabela 4 - Teste de homogeneidade de variância entre os valores de força de adesão para os diversos grupos de estudo .....	50
Tabela 5 - Teste <i>ANOVA</i> .....	50
Tabela 6 - Teste <i>Bonferroni</i> para comparações múltiplas entre as forças de adesão para os diversos grupos .....	50
Tabela 7 - Correlação entre a espessura do cimento e as forças de adesão entre o cimento-ER e cimento-C .....	51
Tabela 8 - Correlação entre a média das forças adesivas e tipo de fratura.....	54
Tabela 9 - Composição química e fabricante do adesivo <i>Scotchbond™ Universal</i> e do cimento <i>RelyX™ Ultimate</i> .....	75
Tabela 10 - Composição química e fabricante da resina <i>Filtek™ Supreme XTE</i> e da resina <i>Llis</i> .....	76





## **LISTA DE SIGLAS**

mm – milímetro

μm – micrómetro

ml – mililitro

MPa – Megapascal

°C – Grau Celsius

% - Percentagem



## **1. INTRODUÇÃO**

Com o avanço da ciência e da tecnologia entre outros fatores, a esperança média de vida tem vindo a aumentar gradualmente. O número de pessoas idosas cresce exponencialmente e com elas surgem mudanças comportamentais, dietéticas e sistémicas relacionadas com o envelhecimento. Os tecidos do nosso organismo terão uma tendência de resistir por mais tempo e consequentemente a permanência dos dentes na boca também irá ocorrer por um período superior (Torres et al., 2013).

Atualmente existe uma maior consciencialização no que diz respeito aos cuidados de saúde em geral (West & Joiner, 2014). No entanto os meios de comunicação social tais como revistas, televisão, internet, publicidade são responsáveis por construir uma imagem corporal perfeita, definida por normas que ditam que aparência é ou não aceitável, tendo um grande impacto na sociedade (Cho, Kwak & Lee, 2013; Shenoy & Shenoy-Panchmal, 2015). A estética facial e dentária desempenha um papel essencial no bem-estar do indivíduo, assim como na sua autoestima, confiança, desempenho, sucesso social e inserção profissional, contudo a conceito de estético não é absoluto e é extremamente individual e subjetivo (Bimbashi et al., 2015; Detoni, Oliveira, Lopes, Mattos & Marquezan, 2015). Por vezes, a obsessão e demanda por uma aparência perfeita por parte dos adolescentes e até mesmo jovens adultos pode levar a distúrbios alimentares e psicológicos (Settineri, Rizzo, Ottanà, Liotta & Mento, 2015; Shenoy & Shenoy-Panchmal, 2015). Esses distúrbios resultam inúmeras vezes em diversas consequências, sendo uma das mais frequentes a alteração e perda de estrutura dentária (West & Joiner, 2014).

### **1.1. Esmalte e sua Composição**

O esmalte é a camada mais externa que envolve a coroa do dente e é considerado o tecido mais rígido do corpo humano. O esmalte é predominantemente formado por uma matriz inorgânica, da qual 85% é composta por minerais (na forma de cristais de hidroxiapatite) e 12% por água e ainda por 3% de uma matriz orgânica constituída predominantemente por lípidos e proteínas (Figura 1) (Teruel, Alcolea, Hernández & Ruiz, 2015; West & Joiner, 2014).

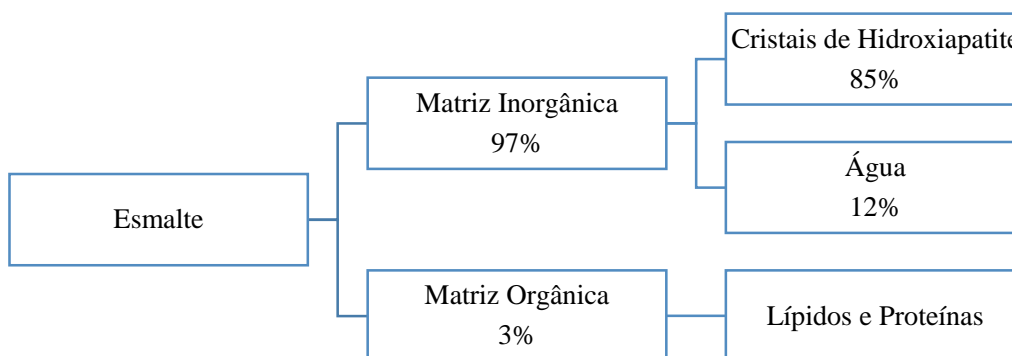


Figura 1 - Esquema indicativo da composição do esmalte.

A nível estrutural, o esmalte humano é formado por prismas, de origem na junção amelodentinária e estendendo-se até à camada mais externa do esmalte. Estes têm uma largura entre 4-5µm de diâmetro e são constituídos por cristais de hidroxiapatite agrupados e altamente organizados, formando a unidade funcional do esmalte (Teruel et al., 2015; West & Joiner, 2014).

O espaço entre os cristais é preenchido com material orgânico e água permitindo a difusão de pequenas moléculas como o ácido láctico, peróxido de hidrogénio e de iões como hidrogénio e o cálcio (Teruel et al., 2015; West & Joiner, 2014).

O componente mineral mais abundante no esmalte é o fosfato de cálcio encontrado nos cristais de hidroxiapatite, sendo a sua fórmula estequiométrica  $\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2$  (Teruel et al., 2015; West & Joiner, 2014). Este mineral presente no esmalte é uma forma imperfeita de hidroxiapatite. Tais imperfeições surgem na formação do cristal sólido durante o desenvolvimento do tecido duro em que existe a incorporação de iões na matriz, que afetarão as propriedades químicas do mineral (Shellis, Featherstone, & Lussi, 2014).

Vários iões podem ser incorporados na matriz de hidroxiapatite, como por exemplo, o sódio ( $\text{Na}^+$ ), potássio ( $\text{K}^+$ ) e magnésio ( $\text{Mg}^{2+}$ ) podem substituir a posição tomada pelo cálcio, já o fluoreto ( $\text{F}^-$ ) e o cloreto ( $\text{Cl}^-$ ) pela posição do grupo do hidroxilo (Shellis et al., 2014; Teruel et al., 2015). Algumas substituições podem afetar o comportamento dos cristais, em caso de um défice de cálcio, podem originar regiões que são mais suscetíveis à desmineralização (West & Joiner, 2014). Por outro lado, a incorporação de iões de flúor na matriz (fluorapatite), torna-a mais dura e resistente comparativamente com os cristais normais de hidroxiapatite, protegendo-a das possíveis dissoluções químicas (Strnad &

Buka, 2014). A dissolução química é denominada de erosão (figura 2) (Shellis et al., 2014; West & Joiner, 2014).

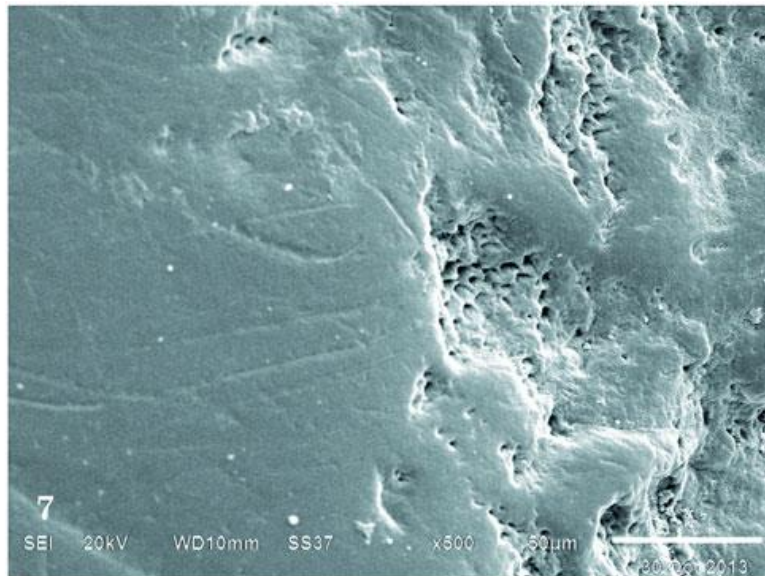


Figura 2 - Esmalte erodido; Na metade esquerda da imagem observa-se o esmalte não erodido, uma superfície lisa com alguns riscos. Na metade direita encontra-se esmalte erodido mostrando pequenas áreas irregulares (Worawongvasu, 2015).

## 1.2. Erosão Dentária

Durante a vida, os dentes são expostos a um conjunto de agressões físicas e químicas que de certa forma contribuem para alterar a sua estrutura original. Esta variedade de processos inclui o efeito antagonista dos dentes (atrito), o desgaste provocado por material exógeno (abrasão), o impacto das forças de tração e compressão durante a flexão do dente (abfração) e a dissolução química do mineral dentário (erosão) (Ganss, 2014). Estes quatro fatores são de etiologia não cariosa e ocorrem com uma maior ou menor extensão, sendo que o desgaste dentário resulta da ação simultânea ou sinérgica destes processos (Addy & Shellis, 2014; Ganss, 2014).

A erosão dentária durante muitos anos foi uma condição de pouco interesse na saúde e prática clínica dentária. Na última década a sua associação com o desgaste dentário tem atraído alguma atenção como um fator de risco, sendo que a sua prevalência tem vindo a aumentar (Lussi, Schlueter, Rakhmatullina & Ganss, 2011; Lussi & Carvalho, 2014).

Em termos clínicos podemos definir erosão dentária como uma perda de mineral do esmalte devido à sua dissolução química resultante da ação de ácidos sem envolvimento

bacteriano. A permanência do ataque ácido leva a defeitos clinicamente visíveis. (Amoras, Corona, Rodrigues & Serra, 2012; Worawongvasu, 2015).

Numa fase mais precoce observa-se a perda de esmalte das faces palatinas dos incisivos superiores e a superfície lisa perde o seu brilho original (figura 3) (Derchi, Vano, Penarrocha, Barone & Covani, 2015; Ganss, 2014). Com a progressão da lesão, as superfícies convexas tornam-se achatadas ou côncavas e as cúspides arredondadas onde existe um envolvimento das faces palatinas dos pré-molares e molares. (figura 4). Num estado mais avançado, em que a erosão é generalizada, as lesões apresentam-se nas faces oclusais dos molares (figura 5) e nas faces vestibulares de todos os dentes (figura 6) (Ganss, 2014; Moazzez & Bartlett, 2014). Em casos mais severos toda a morfologia do dente desaparece (Ganss, 2014).



Figura 3 - Erosão das faces palatinas dos incisivos superiores. Fator etiológico: Refluxo gastroesofágico (Ganss & Lussi, 2014).



Figura 4 - Erosão das faces oclusais dos molares e pré-molares. Fator etiológico: Refluxo gastroesofágico (Ganss & Lussi, 2014).



Figura 5 - Erosão severa das faces oclusais. Fator etiológico: Refluxo gastroesofágico (Ganss & Lussi, 2014).



Figura 6 - Erosão das faces vestibulares. Fator etiológico: bebidas acídicas e refluxo gastroesofágico (Ganss & Lussi, 2014).

Existem vários índices para a classificação da severidade das lesões de erosão. Embora não exista consenso entre investigadores quanto à escolha do melhor índice para a classificação destas lesões, um dos mais utilizados e com boa aceitabilidade é o índice de *TWI (tooth wear index)* sugerido por Smith and Knight em 1984, que se refere ao desgaste dentário no geral (Margaritis & Nunn, 2014).

Tabela 1 - Índice sugerido por Smith e Knight relativamente ao desgaste dentário geral.

Classe	Superfície	Critério
0	V, L, O, I	Sem perda das características da superfície do esmalte
	C	Sem perda de contorno
1	V, L, O, I	Perda das características da superfície do esmalte
	C	Perda mínima de contorno
2	V, L, O	Perda de esmalte expondo a dentina em menos de um terço da superfície
	I	Perda de esmalte apenas expondo a dentina
	C	Defeito com profundidade < 1mm
3	V, L, O	Perda de esmalte expondo a dentina em mais de um terço da superfície
	I	Perda de esmalte e perda substancial da dentina
	C	Defeito com profundidade < 1-2 mm
4	V, L, O	Perda total do esmalte, com exposição da dentina secundária ou com exposição da polpa
	I	Exposição da dentina secundária ou exposição da polpa
	C	Defeito com profundidade > 2mm, com exposição da dentina secundária ou com exposição da polpa

Legenda: V- Vestibular; L- Lingual; O- Oclusal; I- Incisal; C- Cervical (adaptado de Margaritis & Nunn, 2014).

Além dos defeitos clinicamente visíveis, o resultado da constante exposição ácida leva a alterações nas propriedades físicas da superfície dentária. A desmineralização reduz significativamente a microdureza do esmalte, tornando a superfície amolecida (dissolução dos cristais) em que há perda ou quebra de algumas ligações atómicas (P-O-Ca), expondo



os prismas de esmalte (Attin & Wegehaupt, 2014; Lenzi, Hesse, Guglielmi, Anacleto & Raggio, 2013), tornando-o mais propenso às agressões mecânicas (Ganss, 2014; Shellis et al., 2014; West & Joiner, 2014). Esta perda de mineral tem uma progressão lenta e gradual. Uma vez que inicialmente está limitada ao esmalte raramente é observado hipersensibilidade. (Peutzfeldt, Jaeggi & Lussi, 2014; Schlichting, Maia, Baratieri, & Magne, 2011). Por vezes os médicos dentistas são os primeiros profissionais de saúde a diagnosticar uma doença sistémica através das manifestações da cavidade oral, no entanto o seu diagnóstico precoce torna-se impercetível (Dundar & Sengun, 2014; Roesch-ramos et al., 2014; Schlichting et al., 2011).

As lesões envolvidas neste processo podem ser classificadas segundo a sua etiologia, sendo denominadas de intrínsecas e extrínsecas. Como fatores extrínsecos temos determinadas medicações, uma dieta acídica, consumo de bebidas ácidas e/ou refrigerantes, piscinas com pH baixo devido a uma manutenção inadequada, entre outros (West & Joiner, 2014). Como fatores intrínsecos podemos referir o suco gástrico que entra em contacto com os dentes através do vômito, regurgitação ou refluxo gastroesofágico. (Moazzez & Bartlett, 2014).

### **1.3. Causas Intrínsecas da Erosão**

O refluxo gastroesofágico é definido como uma patologia em que existe um relaxamento muscular involuntário do esfíncter inferior e por vezes também do esfíncter superior do esófago, permitindo que o ácido proveniente do estômago se desloque do esófago para a cavidade oral. É uma condição relativamente comum em todo o mundo, com taxas de prevalência em adultos que variam entre os 21% e 56% (Dundar & Sengun, 2014; Moazzez & Bartlett, 2014).

Os distúrbios alimentares são caracterizados por uma ingestão compulsiva e/ou uma restrição da ingestão alimentar, normalmente associado à autoindução do vômito (anorexia e bulimia nervosa). São alterações psicológicas e alimentares com grande potencial de prejudicar a saúde física e o funcionamento psicossocial. (Uhlen, Tveit, Refsholt Stenhagen & Mulic, 2014). Tem uma maior prevalência no sexo feminino entre os 12 e os 30 anos de idade (Moazzez & Bartlett, 2014).

O pH proveniente do suco gástrico (ácido clorídrico) é significativamente inferior ao pH crítico de 5.5 que leva à dissolução do esmalte. O valor está compreendido entre 1 e 1.5 que faz com que o nível de destruição seja normalmente severo (Moazzez & Bartlett, 2014; Torres et al., 2013).

Estas causas têm sido apontadas como um fator de desenvolvimento de erosão dentária grave (Moazzez & Bartlett, 2014; Torres et al., 2013). Contudo a erosão é um processo multifatorial em que diversos fatores influenciam a extensão da lesão. Nomeadamente a frequência e a duração da exposição do agente erosivo, como as atitudes comportamentais. Por outro lado, a saliva, a película adquirida e os tecidos moles circundantes são fatores biológicos que vão interagir influenciando no desenvolvimento e/ou na prevenção destas lesões (Hara & Zero, 2014; West & Joiner, 2014).

#### **1.4. Saliva**

A saliva é um fluido produzido pelas glândulas salivares que envolve as peças dentárias. É constituído por uma componente orgânica e inorgânica que vai permitir a manutenção da integridade mineral do dente (Buzalaf, Hannas & Kato, 2012). É considerada uma solução supersaturada relativamente ao mineral do esmalte, fornecendo iões de cálcio, fosfato e flúor necessários à superfície erodida. Ajuda na estabilização e proteção do dente reduzindo a taxa de desmineralização e aumentando a taxa de remineralização. Entre os componentes inorgânicos, o bicarbonato é responsável pela capacidade tampão da saliva, onde neutraliza os ácidos e estabiliza o pH (Hannig & Hannig, 2014; Hara & Zero, 2014; Shellis et al., 2014; West & Joiner, 2014). É considerada um dos fatores biológicos mais importantes no que diz respeito à prevenção da desmineralização, graças à sua habilidade de atuar diretamente no agente erosivo provocando a sua diluição, neutralização e limpeza dos ácidos da superfície de esmalte (Hara & Zero, 2014; West & Joiner, 2014).

Por outro lado, desempenha um papel importante na formação de uma membrana protetora que cobre a superfície do dente (película adquirida) em que esta previne o contato direto entre o ácido e a superfície de esmalte. A película adquirida medeia a troca de iões entre a superfície de esmalte e o meio oral durante os processos de desmineralização e remineralização. A saliva tem uma atuação antes, durante e após a agressão do agente ácido. Contudo a proteção salivar por si só não é suficiente para a

prevenção da erosão dentária (figura 7) (Hannig & Hannig, 2014; Hara & Zero, 2014; West & Joiner, 2014).

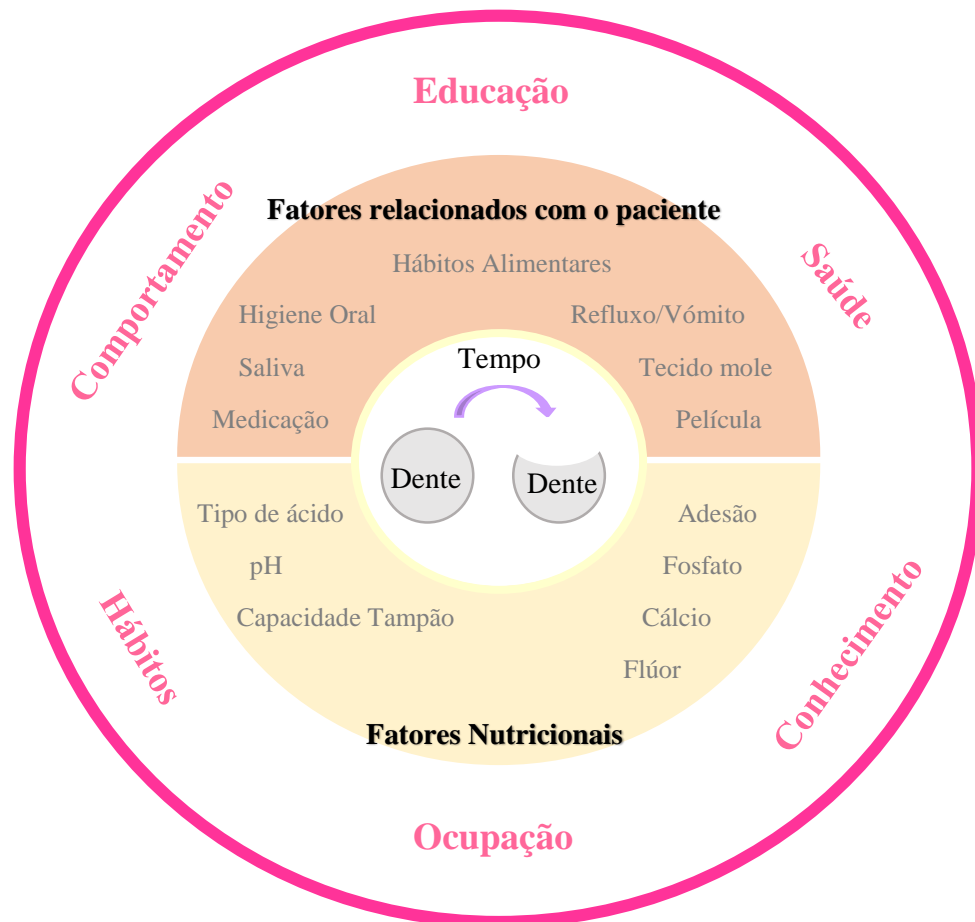


Figura 7 - Fatores relacionados com o paciente e fatores nutricionais que vão afetar o desenvolvimento da erosão dentária (adaptado de Lussi et al., 2011).

Com o objetivo de proteger as estruturas dentárias, diversas medidas terapêuticas e preventivas podem e devem ser utilizadas para atingir o sucesso e suprimir os fatores causadores das lesões. Nos casos de refluxo ou distúrbios alimentares o envio a um especialista torna-se imprescindível (Attin & Wegehaupt, 2014; Peutzfeldt et al., 2014). Quando a perda de tecidos dentários é extensa e se torna necessário satisfazer as necessidades estéticas atuais, diversas opções de reabilitação podem ser planeadas. Com a evolução das técnicas adesivas tornou-se possível a reabilitação de dentes erodidos de uma forma mais conservadora, optando sempre por uma abordagem minimamente invasiva, respeitando os princípios biológicos, mecânicos e estéticos e minimizando a perda de estrutura dentária da exposição ao agente ácido (Peutzfeldt et al., 2014; Prajapati, Sethuraman, Naveen & Patel, 2013).

## **1.5. Adesão**

A adesão é definida como uma união entre duas superfícies de contacto através da aderência química, aderência mecânica ou uma combinação de ambas. A adesão é promovida pelo adesivo que cria um contacto íntimo com a superfície aderente (neste caso o esmalte e a dentina) que solidifica e transfere energia de uma superfície para a outra (Anusavice et al., 2013). Fundamentalmente este mecanismo de ligação vai substituir os substratos inorgânicos do dente por monómeros de resina que após a fotopolimerização, torna-se micromecanicamente interligado. O objetivo dos sistemas adesivos é de proporcionar uma ligação estável entre o dente e o material restaurador, no entanto podem existir falhas a este mecanismo (Miyazaki et al., 2014).

### **1.5.1. Adesão ao Esmalte**

Quando a estrutura dentária é preparada com instrumentos manuais ou mecânicos, os componentes residuais orgânicos e inorgânicos se acumulam à superfície e formam uma camada irregular denominada de *smear layer* (Vinagre et al., 2015). Esta constitui uma verdadeira barreira física na superfície a aderir que dificulta a penetração dos componentes adesivos. Sendo assim, várias substâncias têm sido utilizadas que levam à dissolução desta camada tornando-a permeável de maneira a que os monómeros adesivos entrem em contacto diretamente com a superfície de esmalte (Somani, Jaidka, Jawa & Mishra, 2015).

Em 1955, Buonocore descreveu a ligação entre o esmalte e a resina como material restaurador. Fez a aplicação de ácido ortofosfórico à superfície de esmalte tornando-a mais recetiva aos adesivos (Miyazaki et al., 2014; Rickman, Padipatvuthikul & Chee, 2011). O condicionamento vai aumentar a energia de superfície e desmineralizar os cristais de hidroxiapatite, criando microporosidades que melhoram a retenção mecânica. Este procedimento clínico é amplamente aceite devido à sua habilidade de criar uma ligação estável essencial para a adesão. Este estudo levou ao desenvolvimento inovador da medicina dentária restauradora (Miyazaki et al., 2014; Ting et al., 2015).

### 1.5.2. Metodologias de Adesão

Atualmente, os sistemas adesivos são classificados de acordo com o tratamento da *smear layer* e pelo número de etapas de aplicação. Assim temos os adesivos *etch-and-rinse* de três passos e dois passos em que a *smear layer* é removida através do condicionamento ácido. Nos adesivos *self-etch*, a *smear layer* torna-se permeável não a removendo completamente. Esta técnica existe em dois passos ou de um único passo (Mithiborwala, Chaugule, Munshi & Patil, 2015; Silva e Souza, Carneiro, Lobato, Silva e Souza & Góes, 2010).

#### a) Sistema *Etch-and-Rinse*

Com o sistema *etch-and-rinse*, o esmalte é tratado com ácido ortofosfórico (geralmente entre os 30-40%, durante 15-20 segundos), removendo completamente a *smear layer*. De seguida uma mistura de monómeros de resina e um solvente orgânico é aplicado para penetrar na superfície e criar uma interface de ligação. Após a infiltração, os monómeros são polimerizados resultando na formação da camada híbrida (Miyazaki et al., 2014; Pashley et al., 2011).

Este sistema composto por duas ou três etapas diferem entre si no procedimento clínico após o condicionamento ácido, onde no primeiro caso, o *primer* e o *bond* encontram-se misturados no mesmo frasco e no segundo caso encontram-se em frascos separados (Miyazaki et al., 2014).

#### b) Sistema *Self-Etch*

Este grupo de adesivos é classificado de auto-condicionantes, ao contrário dos adesivos *etch-and-rinse*, não requerem a etapa de condicionamento ácido em separado, uma vez que na sua composição contêm monómeros acídicos funcionais (*primer* acidulado) que ao mesmo tempo que dissolvem a *smear layer*, criam uma zona interdifusa constituída pela *smear layer* hibridizada e a “verdadeira” camada híbrida. Sendo um método mais simples, com menos passos de aplicação clínica, torna-se apetecível tanto pelo clínico quanto pelo paciente. Além disso, existe uma menor incidência de sensibilidade pós-operatória experimentada pelos pacientes quando comparada aos adesivos *etch-and-rinse*

(Giannini, Makishi, Paula, Ayres & Moreira, 2015; Miyazaki et al., 2014; Van Meerbeek et al., 2011).

Existem adesivos de duas fases ou de uma única fase. No sistema de duas fases, faz-se a aplicação do *primer* ácido e do *bond* em separado. No sistema de um único passo, existem os adesivos *multi-mode* que são misturados imediatamente antes da aplicação e o *all-in-one*, que dentro da mesma solução combinam as três valências (figura 8) (Giannini et al., 2015; Miyazaki et al., 2014; Van Meerbeek et al., 2011).

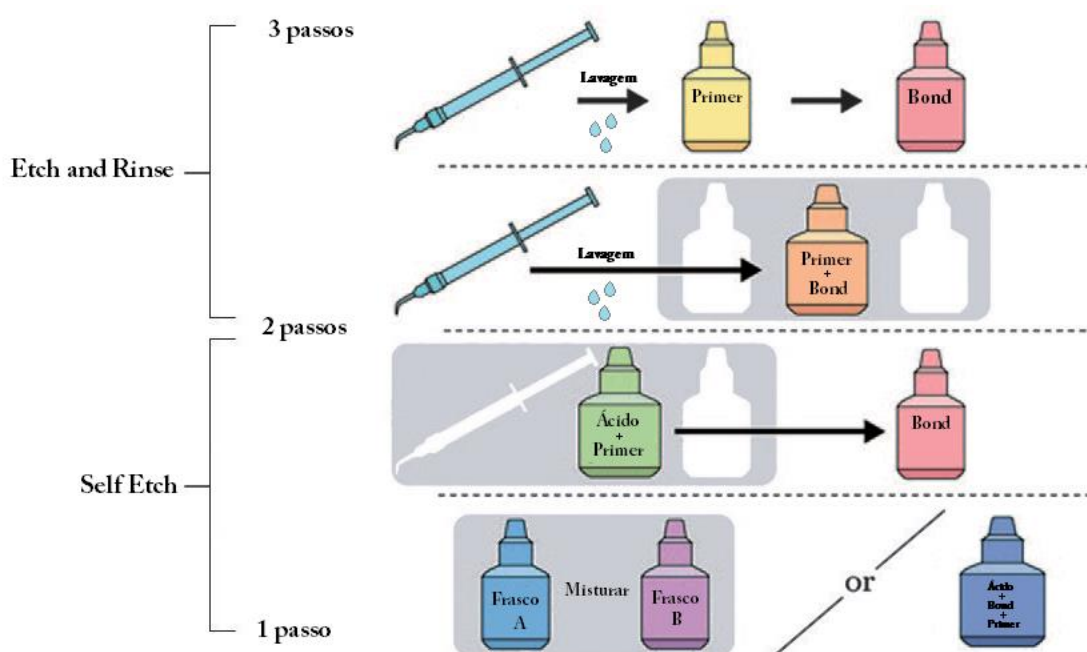


Figura 8 - Esquema Ilustrativo dos sistemas adesivos (Miyazaki et al., 2014).

Contudo, a técnica de três passos continua a ser o gold-standard apesar de haver um interesse em simplificar a técnica (figura 8) (Chai et al., 2015; Pashley et al., 2011; Rickman et al., 2011).

### c) Adesão através de Cimentos Resinosos

Apesar deste pico de desenvolvimento na dentisteria adesiva, a interface de adesão continua a apresentar falhas (Kumari, Poluri, Nagaraj & Siddaraju, 2015). Em algumas situações clínicas, como o caso de restaurações indiretas, o uso de cimentos adesivos é

essencial para o sucesso reabilitador. Existem diversos cimentos disponíveis, cada um com as suas indicações e particularidades (Hattar, Hatamleh, Sawair & Al-Rabab'ah, 2015). A composição do cimento resinoso é baseada na estrutura básica das resinas compostas convencionais, sendo uma matriz orgânica (monómeros), uma matriz inorgânica (partículas de sílica e/ou partículas de vidro) (3M ESPE, 2012; Silva, Coutinho, Cardozo, Silva & Zorzatto, 2011).

Os cimentos resinosos podem ser classificados em fotopolimerizáveis, autopolimerizáveis ou de dupla polimerização. Normalmente os mais usados são de dupla polimerização contendo agentes que iniciam a fotopolimerização sem a exposição da luz. Foram desenvolvidos para compensar a atenuação de luz tanto pela espessura como da opacidade da restauração (Youm, Jung, Son, Kwon & Park, 2015). Estes cimentos são biocompatíveis, de baixa viscosidade, apresentam propriedades mecânicas superiores aos cimentos convencionais. São insolúveis, com uma excelente retenção que permite manter a integridade do dente e da restauração, diminuindo a microinfiltração (Hattar et al., 2015; Kumari et al., 2015; Youm et al., 2015).

Um fator que não tem sido amplamente investigado é o efeito da espessura do cimento na durabilidade das restaurações e até recentemente tem sido considerado um fator de menor influência (May, Kelly, Bottino & Hill, 2015). No entanto, alguns estudos demonstraram que com o aumento da espessura do cimento, as forças de adesão diminuíam (Özcan, Çetin, Tunçdemir & Ülker, 2013; Uzunoğlu, Türker & Yilmaz, 2014). Sendo assim, a espessura ideal para os cimentos resinosos ainda é incerta (Uzunoğlu et al., 2014).

#### **d) Adesão através de Resina Aquecida**

Outra metodologia de cimentação que tem aumentado o interesse e recomendada por alguns autores é a adesão através do pré-aquecimento da resina composta (Rickman et al., 2011).

A resina é constituída por quatro componentes principais, uma matriz orgânica (monómeros) preenchida com partículas de enchimento (vidro, quartzo, cerâmica ou óxidos) unidas entre si através de agentes de acoplamento (silanos) e um

iniciador/inibidor do sistema de polimerização (Delaviz, Finer & Santerre, 2014; Rickman et al., 2011).

As partículas de enchimento vão influenciar as propriedades físicas e mecânicas do material. Estando em maior percentagem, fornecem ao compósito uma maior resistência à compressão, maior módulo de elasticidade, reduzindo a contração de polimerização. As resinas micro e nanohíbridas contêm uma maior percentagem destas partículas de enchimento relativamente às resinas fluídas (Delaviz et al., 2014; Rickman et al., 2011).

Neste método de cimentação, a resina é aquecida atingindo uma temperatura ideal (54-68°C) investigada na literatura, que torna o compósito menos viscoso sem alterar as suas propriedades (Rickman et al., 2011).

A base teórica para este comportamento é que a energia térmica obriga os monómeros a se afastarem, permitindo-lhes um melhor escoamento (Baroudi & Mahmoud, 2015). Os potenciais benefícios do pré-aquecimento são uma maior adaptação do material às paredes da cavidade, o risco da formação de espaços vazios nas margens é menor. Há um aumento da conversão do monómero que melhora as propriedades físicas do material tanto a nível de resistência mecânica e rigidez, como à resistência da degradação oral (Ayub et al., 2014; Rickman et al., 2011).

## **1.6. Testes de Resistência Adesiva**

### **1.6.1. Normas ISO**

Este estudo foi planeado tendo como base a norma ISO/TS 11405, 2003 em que especifica a forma de como devem ser realizados os testes de resistência de união (tração e cisalhamento), as características ideais para os dentes usados (incisivos inferiores bovinos até 5 anos), quais as condições dos mesmos (sem cáries ou restaurações), qual o seu período de armazenamento (até 6 meses após extração) e ainda a forma mais correta de armazenamento (limpar o dente com água após a extração, remover tecidos e sangue aderente, conservar em água destilada (4°C até -5°C) ou em cloramina tri-hidratada por um período máximo de uma semana).



### 1.6.2. Testes de Microtração

Os testes de cisalhamento e de tração são métodos bastante comuns na avaliação das forças de adesão. De modo a combinar a facilidade de manipulação com a capacidade de testar diversas amostras num único dente, foram criados os testes de microtração e microcisalhamento (Armstrong et al., 2010; Bonifácio et al., 2012; El-Askary, Nassif, Andrade, Reis & Loguercio, 2012). O teste de microtração ( $\mu$ TBS) é um teste de resistência à união, calculando a força de rutura da interface da união pela área da secção transversal da interface. No entanto esta força só é válida se o *stress* e as forças presentes forem uniformemente distribuídos (Armstrong et al., 2010). É considerado o mais válido para testar as forças de adesão, tornando-se bastante utilizado no estudo da resistência adesiva. Este permite uma distribuição do *stress* mais uniforme comparativamente com os testes de resistência ao cisalhamento. Contudo apresenta limitações, uma vez que as amostras necessitam de ser reduzidas a pequenos palitos (Andrade et al., 2010).



## **2. OBJETIVOS:**

- Avaliar o efeito da pré-erosão intrínseca do esmalte na adesão de restaurações indiretas em resina;
- Comparar dois protocolos de cimentação de restaurações indiretas a esmalte dentário;
- Verificar a correlação entre a espessura do cimento e as forças de adesão;
- Avaliar a correlação entre o tipo de fratura e as forças de adesão.

### **2.1. Hipóteses:**

**H<sub>0</sub>:** As forças de adesão de restaurações indiretas em resina não variam com a erosão intrínseca prévia do esmalte dentário;

**H<sub>1</sub>:** As forças de adesão de restaurações indiretas em resina variam com a erosão intrínseca prévia do esmalte dentário;

**H<sub>0</sub>:** As forças de adesão da restauração indireta em resina ao esmalte dentário não variam para os dois protocolos de cimentação;

**H<sub>1</sub>:** As forças de adesão da restauração indireta em resina ao esmalte dentário variam para os dois protocolos de cimentação;

**H<sub>0</sub>:** Não existe correlação entre a espessura do cimento e as forças de adesão;

**H<sub>1</sub>:** Existe correlação entre a espessura do cimento e as forças de adesão;

**H<sub>0</sub>:** Não existe correlação entre o tipo de fratura e as forças de adesão;

**H<sub>1</sub>:** Existe correlação entre o tipo de fratura e as forças de adesão.



### **3. MATERIAIS E MÉTODOS**

#### **3.1. Seleção, Preparo e Armazenamento das Amostras**

Foram recolhidas 10 mandíbulas de bovino (figura 9) do matadouro do montijo, das quais foram extraídos quarenta incisivos inferiores com a ajuda de um boticão. Os dentes foram lavados e conservados em água da torneira até à obtenção da amostra necessária.

As amostras foram analisadas de forma a garantir a ausência de lesões de cárie e fratura. Posteriormente foram armazenados em cloramina tri-hidratada (0.5%) num frasco de plástico com tampa (100ml) por um período não superior a uma semana (figura 10).



Figura 9 - Mandíbula de Bovino



Figura 10 - Cloramina Tri-Hidratada

Após este período a solução foi trocada por água destilada e as amostras foram armazenadas a uma temperatura de 4°C (ISO/TS 11405: 2003). A água destilada foi trocada semanalmente.

Os dentes de bovino foram estabilizados e fixos a um dispositivo fixador de dentes (figura 11 e 12) com cera colante e lamparina, procedeu-se à separação da coroa da raiz na máquina de corte de alta velocidade com refrigeração, Micrótomo de tecidos duros

(*Accutom-50, Struers*, Dinamarca) (figura 13 e 14) (Mann et al., 2014). Após a separação, a câmara pulpar foi limpa com uma colher de dentina e preenchida com cola de cianocrilato (*Wurth®*) com auxílio do Spray ativador de cianoacrilato (*Wurth®*).

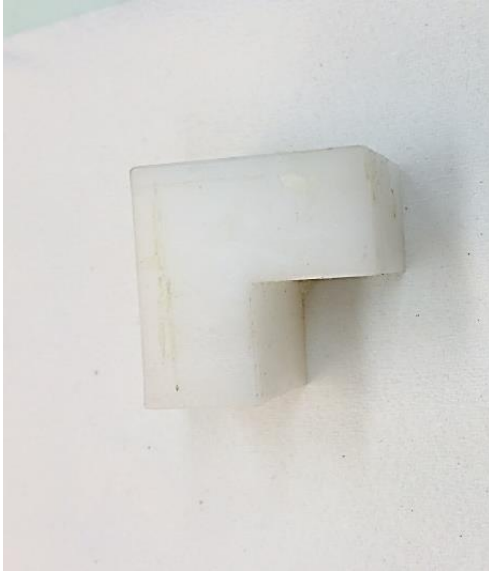


Figura 11 - Dispositivo Fixador de dentes



Figura 12 - Dente Fixo com cera colante



Figura 13 - Micrótomo de tecidos duros

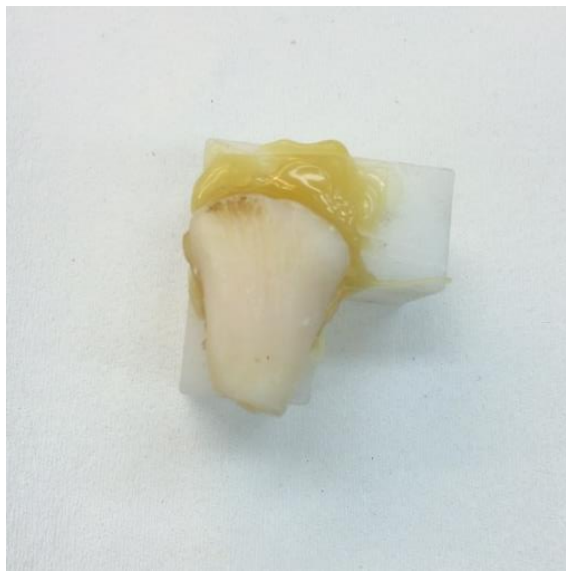


Figura 14 - Separação da coroa da raiz

Seguiu-se a padronização da superfície de esmalte, em que as superfícies vestibulares foram polidas com lixas *SIC* de grão 600 (*Buehler® Ltd, Lake Bluff, Ilinois, E.U.A.*) sempre em constante refrigeração em uma máquina de polimento rotacional durante 60 segundos (*LaboForce-1, Struers*, Dinamarca), de forma a obter uma superfície plana e

uma *smear layer* artificial (figura 15). Após este procedimento, os dentes foram novamente armazenados em água destilada a uma temperatura de 4°C.

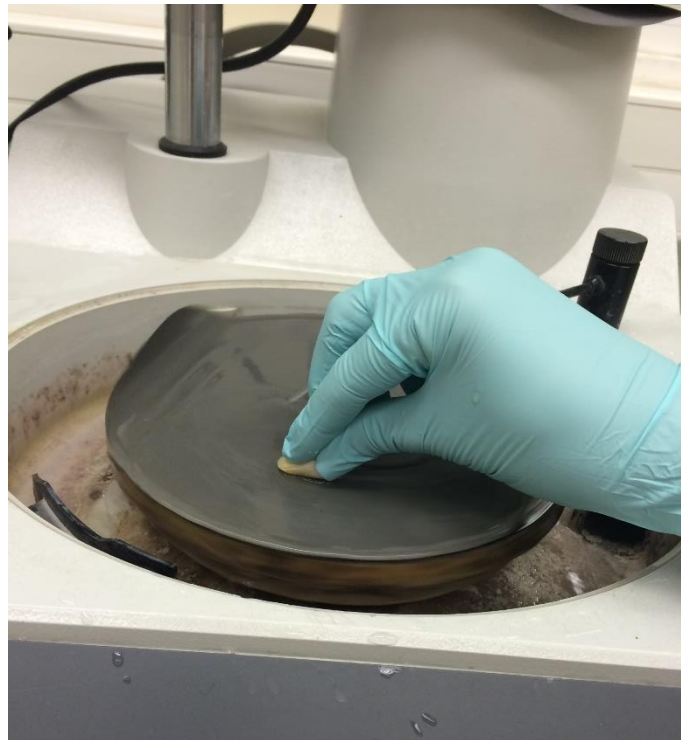


Figura 15 - Padronização da Superfície de Esmalte

### 3.2. Distribuição da Amostra

A amostra de quarenta dentes foi dividida aleatoriamente em dois grupos experimentais através da função “rand” do programa *Excel* 2013 (*Microsoft Office*).

Um primeiro grupo de controlo (constituído por vinte dentes hígidos) foi subdividido em dois grupos de acordo com o tipo de adesão. Sendo assim em vinte dentes do grupo de controlo, dez foram cimentados com uma resina aquecida (*Filtek™ Supreme XTE* - *3M ESPE*, St. Paul, Minnesota, E.U.A.) (Anexo 1) e os outros dez foram cimentados com um cimento resinoso (*RelyX™ Ultimate* - *3M ESPE*, Minnesota, E.U.A.) (Anexo 1). No segundo grupo utilizou-se o mesmo tipo de distribuição e o mesmo protocolo de adesão mas em dentes que sofreram erosão ácida (figura 16). Os dentes foram separados armazenados em frascos de plástico de 100ml em água destilada a 4°C (figura 17).

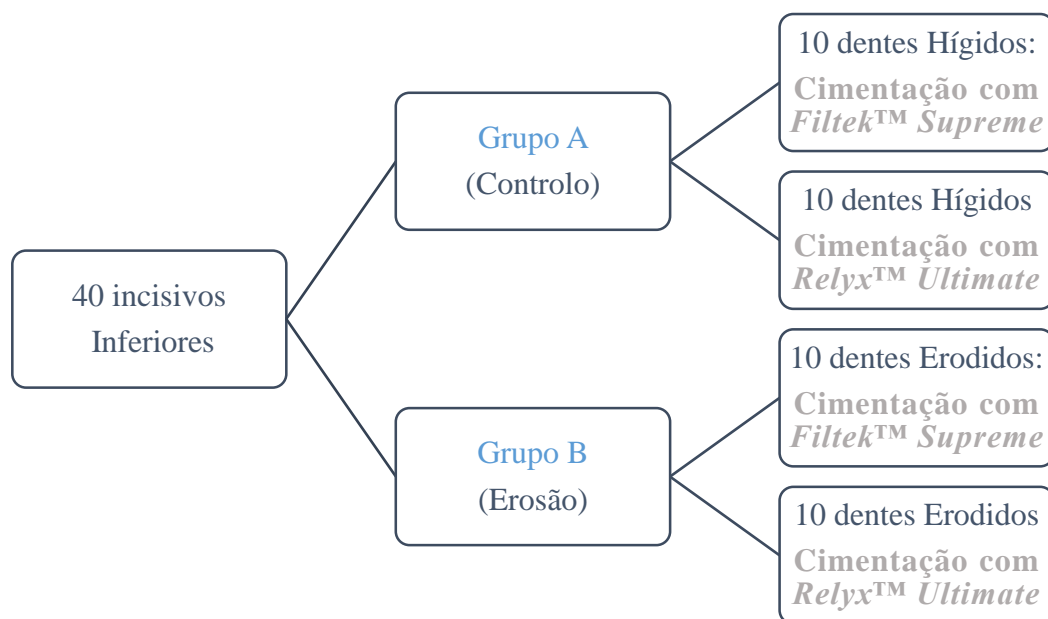


Figura 16 - Esquema ilustrativo da distribuição das amostras

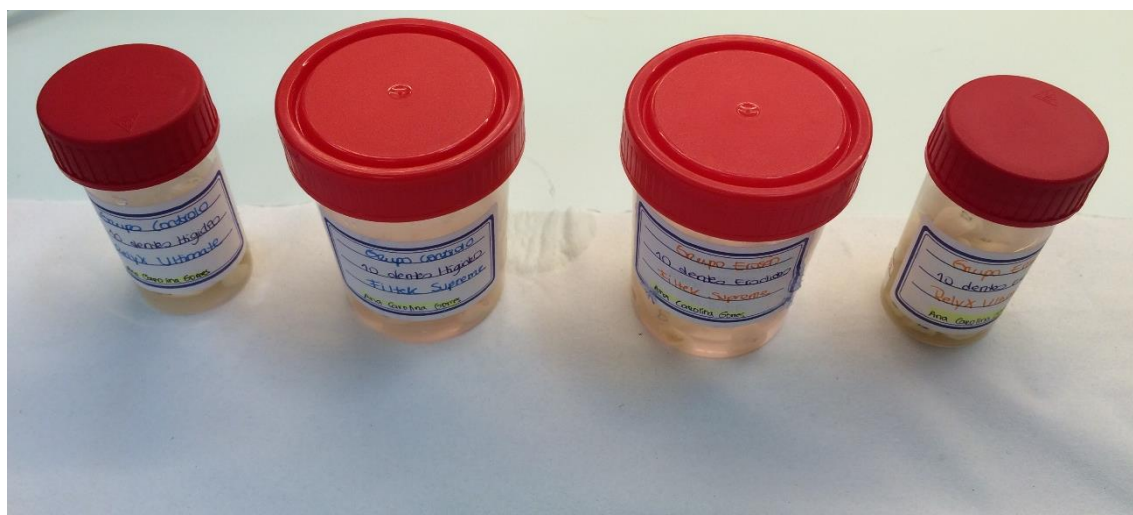


Figura 17 - Armazenamento dos dentes em diferentes grupos de acordo com o tipo de adesão

### 3.3. Erosão Ácida

Após a preparação das peças, as amostras do Grupo B foram submetidas a 3 ciclos de erosão e remineralização. O ácido utilizado nesta investigação foi ácido clorídrico (0.01M) a um pH controlado de 2.2 (figura 18) e a saliva artificial pH 7 utilizada é produzida no laboratório do Instituto Superior de Ciências da Saúde Egas Moniz (figura 19). A composição química da saliva artificial está representada na tabela 2.



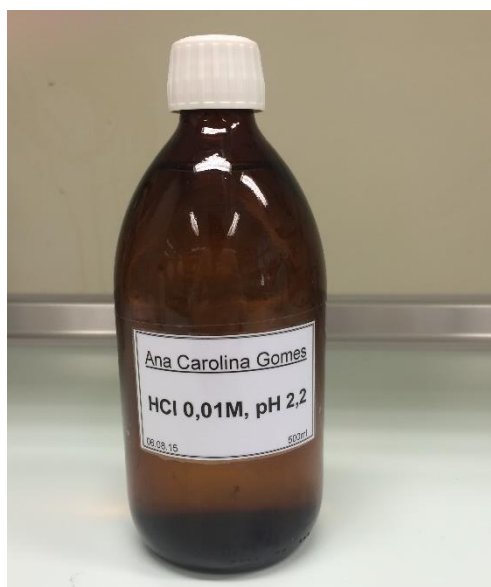


Figura 18 - Ácido Clorídrico

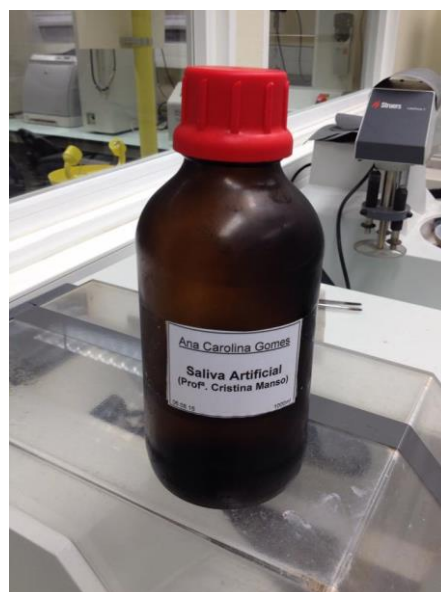


Figura 19 - Saliva Artificial

Tabela 2 - Composição da saliva artificial

Reagentes/matérias-primas/material	
Designação	Quantidades/Concentrações
$\text{Na}_2\text{S } 9.\text{H}_2\text{O}$	0.005g
$\text{NaCl}$	0.4g
$\text{KCl}$	0.4g
$\text{NaH}_2\text{PO}_4.2\text{H}_2\text{O}$	0.69g
Ureia	1g
$\text{Na}_2\text{HPO}_4$	0.8g
$\text{CaCl}_2$	0.2g
Água Destilada	1000ml
pH	pH 6.9 – 7

Cada ciclo consistiu em imergir as peças em 50ml do ácido por um período de 2 minutos a 37°C, com agitação manual (figura 20). Posteriormente as peças foram lavadas em água destilada e imersas em saliva artificial por um período de 60 minutos até ao próximo ciclo. Após a conclusão dos 3 ciclos as amostras foram novamente armazenadas em água destilada a uma temperatura de 4°C.



Figura 20 - Ciclo de erosão

### 3.4. Preparo da Peça em Resina

Foram feitos blocos de resina microhíbrida (*Llis*, DENTSCARE LTDA, FGM, Brasil) (Anexo 1) de dois tamanhos diferentes numa chave de silicone (*Elite HD<sup>+</sup> Putty Soft Normal Set*, Zhermack, Itália) com uma espessura mínima de 3mm, de 10 e 15mm de comprimento e de 5 e 10mm de largura, de modo a cobrir toda a face de esmalte vestibular possível de cada dente (figura 21, 22 e 23). Estes blocos foram polidos com uma lixa SiC de grão 600 (*Buehler® Ltd, Lake Bluff*, Ilinoís, E.U.A.) na face a cimentar, numerados na superfície a não cimentar com uma caneta de acetato. Foram armazenados em água destilada a 4°C até ao dia da cimentação.



Figura 21 - Molde em silicone dos blocos de resina



Figura 22 - Resina microhíbrida

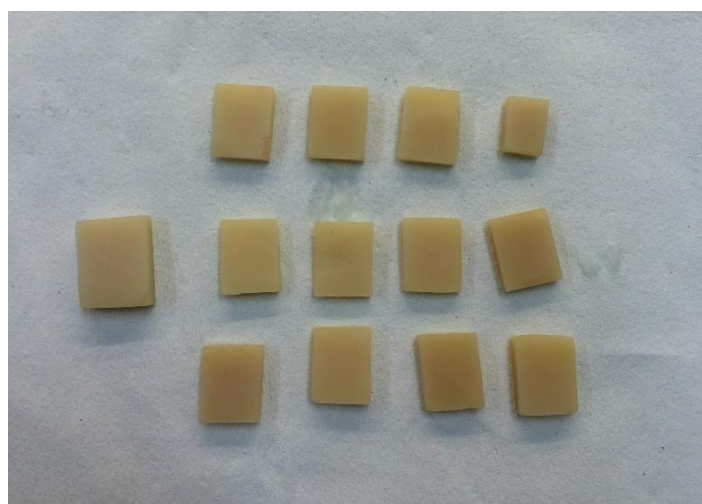


Figura 23 - Blocos de resina

### 3.5. Cimentação da Peça em Resina ao Esmalte

Todas as peças de resina foram jateadas com partículas de óxido de alumínio de 50 $\mu$ m durante 10 segundos a uma pressão de 2.8 bar na superfície a cimentar e lavadas na cuba de ultrassom durante 2 minutos. As superfícies foram secas para se proceder à cimentação. Ao mesmo tempo, os dentes foram retirados da água destilada e as superfícies de esmalte vestibular foram secas com jato de ar para retirar o excesso de humidade. Foi feito o condicionamento ácido com ácido ortofosfórico a 32% no esmalte com *Scotchbond™ Universal Etchant* (3M ESPE, Minnesota, E.U.A.) durante 15 segundos, lavou-se a superfície de esmalte com água destilada durante 15 segundos e secou-se com jato de ar sem deixar ressequeir.

*Adesivo Scotchbond™ Universal (3M ESPE, Minnesota, E.U.A.)* (Anexo 1) foi aplicado à superfície de esmalte com um aplicador descartável e deixou-se atuar durante 20 segundos, de seguida secou-se com jato de ar durante 5 segundos para evaporar o solvente. Efetuou-se este mesmo procedimento na peça de resina na face a cimentar (figura 24).

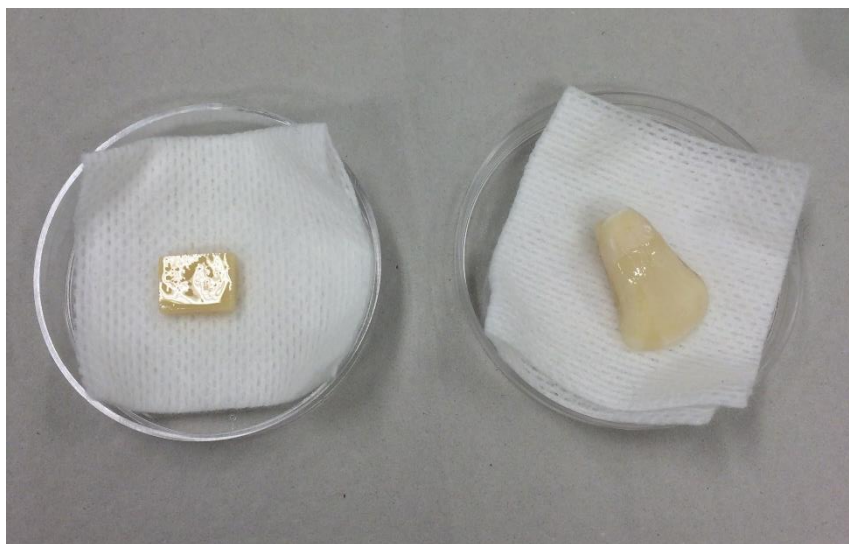


Figura 24 - Adesivo aplicado às faces a cimentar

Após a preparação das amostras e das peças, foi feita a cimentação segundo a distribuição pré-estabelecida. Para os grupos do cimento resinoso aplicou-se uma porção na face a cimentar na peça de resina, foi posicionada e pressão digital exercida para o assentamento desta. Fotopolimerizou-se a peça em quatro localizações diferentes, em que para cada localização levou 20 segundos a fotopolimerizar. Para os grupos da cimentação com resina, colocou-se a seringa de compósito sem tampa no forno *ENA heat, composite heat conditioner (Micerium S.p.A., Avegno, Itália)* a uma temperatura de 55°C. Após esta estar aquecida, retirou-se uma porção com a ajuda de uma espátula e aplicou-se sobre a superfície da peça a cimentar. Aplicou-se o mesmo protocolo anterior (figura 25 e 26).

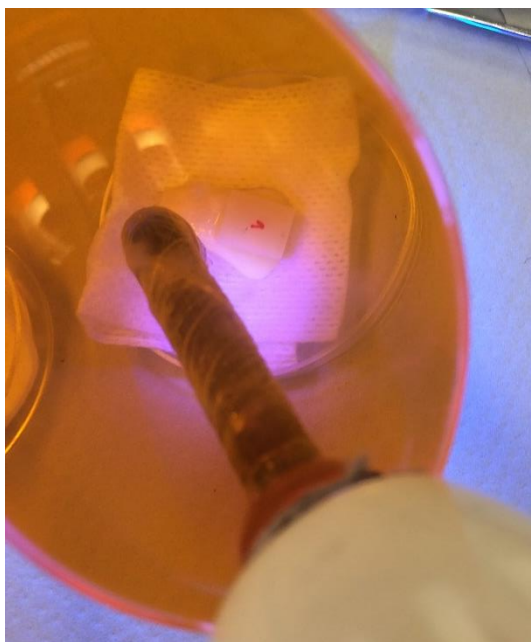


Figura 25 - Fotopolimerização da peça



Figura 26 - Peça cimentada

Posteriormente a esta fase de cimentação as peças foram armazenadas em água destilada numa estufa (*Memmert INE 400*, Memmert, Alemanha) a 37°C por um período de 24 horas (figura 27).



Figura 27 - Estufa



### **3.6. Formação de Palitos**

Devido a questões logísticas, a formação dos palitos só teve início 72 horas após a última etapa e neste período as amostras ficaram armazenadas em água destilada a uma temperatura de 4°C. Os testes decorreram num período de 5 dias.

Com o auxílio da cera colante fez-se a fixação da peça pela face lingual ao dispositivo fixador de dentes para dar início à formação dos palitos no micrótomo de tecidos duros (*Accutom-50, Struers, Dinamarca*). De seguida programou-se o micrótomo para realizar cortes múltiplos no sentido transversal e longitudinal, a uma velocidade de 0.125mm/min e que distassem entre si  $0.9\pm0.2\text{mm}$ . Por fim fez-se um corte final único para a obtenção dos palitos (figura 28 e 29).

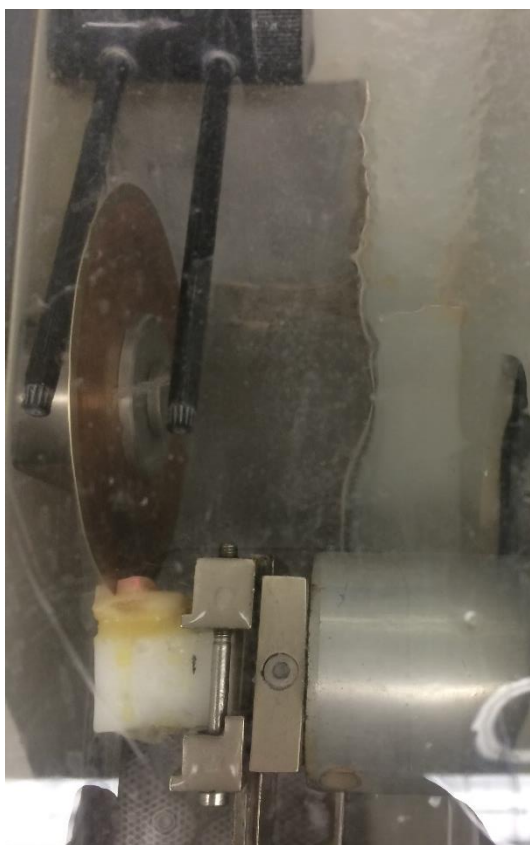


Figura 28 - Corte transversal do dente

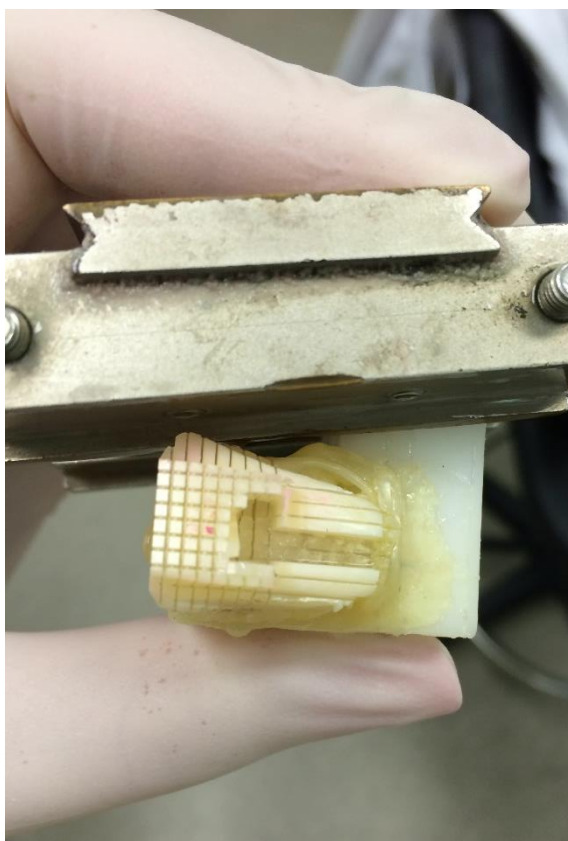


Figura 29 - Formação de palitos

Após a formação dos palitos, foram colocados em uma caixa de *petri* com água destilada para que não desidratassem. A espessura do cimento foi medida de 3 palitos por cada

grupo através da máquina de dureza de *Vickers* (*Vickers Hardness Tester, Model HSV-30T, Shimadzu Corporation*, Japão) (figura 30). Todos os valores foram registrados, dando-se início aos testes de resistência à microtração.

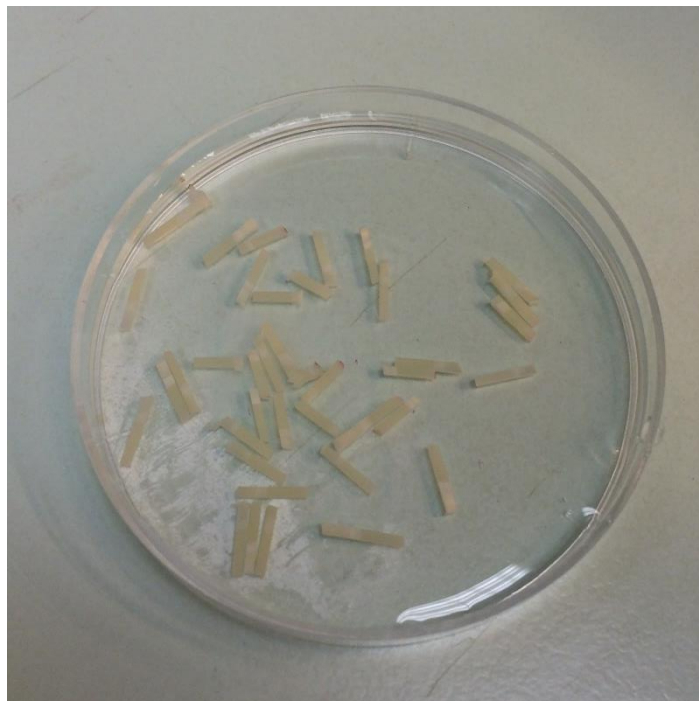


Figura 30 - Palitos na caixa de petri

### 3.7. Resistência Adesiva à Microtração

Cada palito foi colado pelas suas extremidades num *jig* de aço inoxidável com auxílio de cola cianoacrilato (*Wurth®*) (figura 31). O *jig* foi inserido na máquina de testes universais (*Schimidzu Autograph AG-IS*, Tóquio, Japão) e programou-se a máquina para que os palitos fossem submetidos a uma carga de tensão a uma velocidade de 0.5mm/min (figura 32).

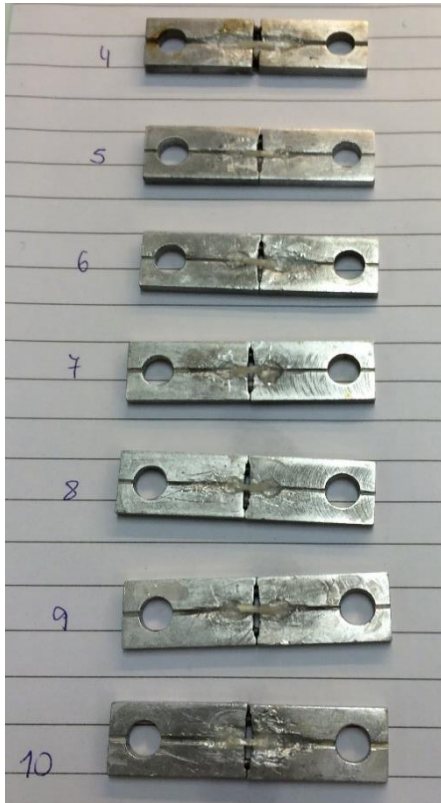


Figura 31 - Palitos colados no jig



Figura 32 - Jig na máquina de tração

Subsequentemente à fratura do palito foi observado a zona de fratura deste através de um microscópio ótico (*Leica ATC2000, Leica Microsystem, Buffalo, E.U.A.*) em que cada um foi classificado de acordo com a tabela 3, registrando-se todos os dados.




Cada palito foi ainda medido com um auxílio de uma craveira digital (*Maachi, Digital Caliper, BS Pyromatic, India*) no sentido X e Y para que posteriormente fosse feito o cálculo a força de rutura (figura 33). Todos os dados foram registados.



Figura 33 - Medição com a craveira digital



Tabela 3 - Classificação dos tipos de fratura

Classificação dos tipos de Fratura		
Fratura Adesiva	Fratura Coesiva	Fratura Mista
Fratura entre a interface Esmalte-Resina	Fratura unicamente entre a Interface Esmalte-Esmalte ou Resina-Resina	Fratura tanto na interface Esmalte-Resina como na Interface Esmalte-Esmalte e Resina-Resina
		

### 3.8. Análise Estatística

A principal variável quantitativa testada neste estudo foi a “força adesiva”. Para além desta variável testou-se também a variável quantitativa “espessura do cimento” e a variável qualitativa “tipo de fratura”. Fixou-se como referência para aceitar ou rejeitar a hipótese nula um nível de significância ( $p \leq 0.05$ ). Para testar as diferenças entre as forças de adesão nos diferentes grupos usou-se o teste *ANOVA One-Way*, pois estamos a comparar mais de dois grupos e, a variável dependente é de tipo quantitativo. Os pressupostos destes testes, nomeadamente o pressuposto de normalidade de distribuição e o pressuposto de homogeneidade de variâncias foram analisados com os testes de *Kolmogorov-Smirnov* e teste de *Levene*.

Usaram-se testes de correlação para testar possíveis associações entre os valores de força adesiva e os valores de espessura do cimento bem como o tipo de fratura ocorrido.

A análise estatística foi efetuada com o programa *SPSS (Statistical Package for the Social Sciences)* versão 23.0 para *Windows (SPSS 23.0, IBM SPSS)* e o programa *Excel 2010* para *Windows 7*.



#### 4. RESULTADOS

Na Figura 34 está representado a média e o desvio padrão relativos da força da adesão em megapascal para os diferentes grupos estudados.

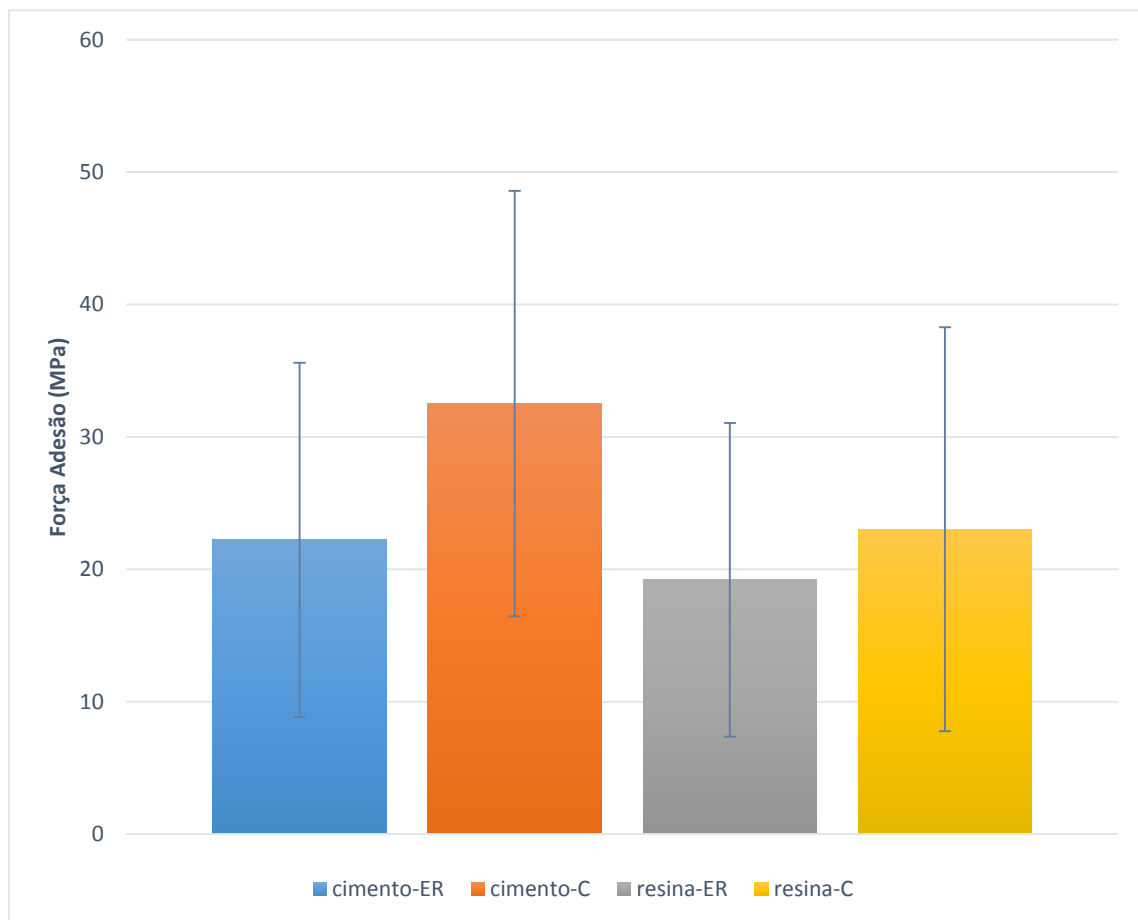


Figura 34 - Média e desvio padrão das forças de adesão em MPa nos quatro grupos de estudo.

Como representado no gráfico 1, os grupos que foram sujeitos à erosão ácida antes do protocolo de adesão (cimento-ER e resina-ER) mostraram valores de força de adesão inferiores quando comparados com os grupos de controlo (cimento-C e resina-C). Verificou-se também uma tendência para os grupos aderidos com cimento terem valores de força de adesão superiores aos grupos aderidos com resina aquecida.

Embora o teste de *Levene* nos tenha mostrado que a variância entre os valores de força de adesão para os diferentes grupos não é homogênea ( $p=0.017$ ), tal como se mostra na tabela 5, as diferenças entre os grupos foram testadas usando o teste *ANOVA*-uma via,

uma vez que o número de medições para cada grupo é igual, contornando-se desta forma o pressuposto de igualdade de variância.

Tabela 4 - Teste de homogeneidade de variância entre os valores de força de adesão para os diversos grupos de estudo.

Levene Statistic	df1	df2	Sig.
3.453	3	396	0.017

Através da análise dos resultados obtidos pelo teste *ANOVA* (ver tabela 5) concluiu-se que existiam diferenças estatisticamente significativas entre os grupos estudados ( $p=4.69E-10$ ).

Tabela 5 - Teste *ANOVA*

	Sum of Squares	df	Mean Square	F	Sig.
Entre os Grupos	9954.305	3	3318.102	16.384	0.000000000469
Dentro dos Grupos	80196.557	396	202.517		
Total	90150.862	399			

Sendo assim, realizou-se testes *Post-Hoc* para averiguar em que grupo essas diferenças se encontravam (tabela 6).

Tabela 6 - Teste *Bonferroni* para comparações múltiplas entre as forças de adesão para os diversos grupos.

Grupo (I)	Grupo (J)	Diferença das Médias (I-J)	Std. Error	Sig.	95% Intervalo de Confiança	
					Limite Inf.	Limite Sup.
cimento-ER	cimento-C	-10.30310*	2.01254	0.000	-15.6395	-4.9667
	resina-ER	3.01900	2.01254	0.806	-2.3174	8.3554
	resina-C	-0.81110	2.01254	1.000	-6.1475	4.5253
cimento-C	cimento-ER	10.30310*	2.01254	0.000	4.9667	15.6395
	resina-ER	13.32210*	2.01254	0.000	7.9857	18.6585
	resina-C	9.49200*	2.01254	0.000	4.1556	14.8284
resina-ER	cimento-ER	-3.01900	2.01254	0.806	-8.3554	2.3174
	cimento-C	-13.32210*	2.01254	0.000	-18.6585	-7.9857
	resina-C	-3.83010	2.01254	0.347	-9.1665	1.5063
resina-C	cimento-ER	0.81110	2.01254	1.000	-4.5253	6.1475
	cimento-C	-9.49200*	2.01254	0.000	-14.8284	-4.1556
	resina-ER	3.83010	2.01254	0.347	-1.5063	9.1665

\*Existe diferenças significativas sempre que o nível de significância é inferior a 0,05.

Após a análise da tabela, verificaram-se diferenças significativas nas forças adesivas para o grupo cimento-C ( $32.52 \pm 16.07$  MPa) quando comparado com o grupo cimento-ER ( $22.21 \pm 13.37$  MPa), em que o valor encontrado para o cimento-C é superior ao do cimento-ER ( $p = 0.000$ ). Já o valor encontrado para o grupo resina-C ( $23.03 \pm 15.25$  MPa) é ligeiramente superior ao do grupo resina-ER ( $19.20 \pm 1.85$  MPa), mas esta diferença não é estatisticamente significativa ( $p = 0.347$ ).

Analisando o valor encontrado no grupo cimento-C ( $32.52 \pm 16.07$  MPa) quando comparado com o grupo resina-C ( $23.03 \pm 15.25$  MPa) é superior, verificando diferenças estatisticamente significativas nas forças adesivas ( $p = 0.000$ ). Por fim, os valores encontrados para o grupo cimento-ER ( $22.21 \pm 13.37$  MPa) são ligeiramente superiores ao da resina-ER ( $19.20 \pm 1.85$  MPa), não sendo estatisticamente significativa ( $p = 0.806$ ).

Posteriormente foi analisado se existia correlação entre a espessura de cimento e as forças de adesão entre os grupos cimento-ER e cimento-C (tabela 7).

Tabela 7 - Correlação entre a espessura do cimento e as forças de adesão entre o cimento-ER e cimento-C.

	cimento-ER	cimento-C
Correlação	-0.11535915	0.180585759

Como se pode observar na tabela 7, não existe correlação entre a espessura de cimento e as forças de adesão.

Neste estudo as fraturas foram classificadas em três categorias diferentes, adesivas, coesivas e mistas. Seguem-se os gráficos com a percentagem de cada tipo de fratura nos diferentes grupos estudados.

### **Cimento - Controlo**

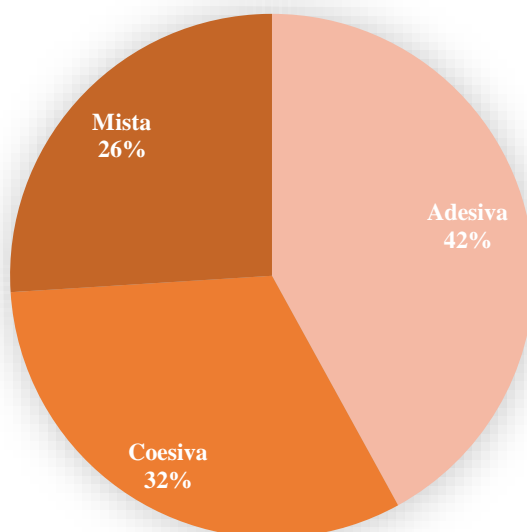


Figura 35 - Tipos de fratura do grupo de cimento-C.

### **Cimento - Erosão**

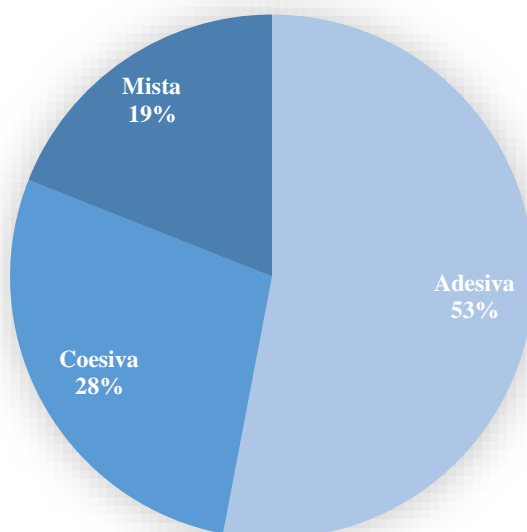


Figura 36 - Tipos de fratura do grupo de cimento-ER.

### Resina - Controlo

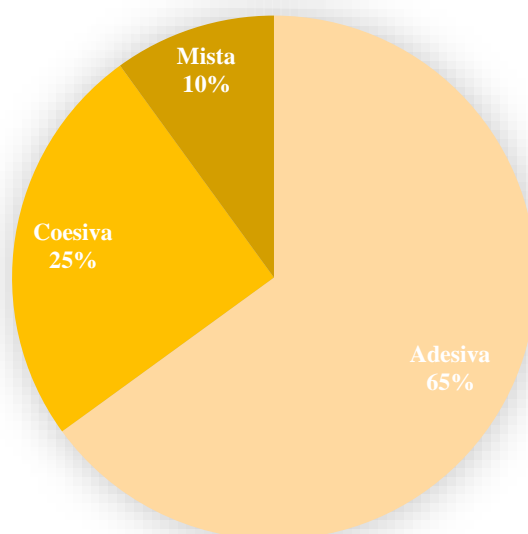


Figura 37 - Tipos de fratura do grupo de resina-C.

### Resina - Erosão

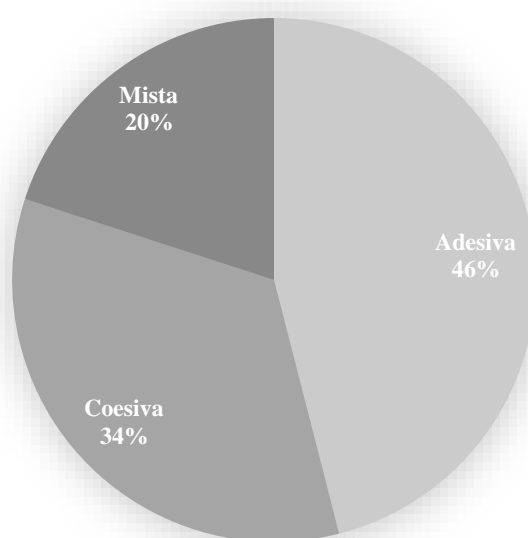


Figura 38 - Tipos de fratura do grupo de resina-ER.

É possível observar uma predominância das fraturas adesivas nos quatro grupos, o grupo resina-C foi o que apresentou maior percentagem de fraturas adesivas (65%), seguido do grupo resina-ER (46%).

Por fim, foi-se analisar a correlação entre as forças de adesão e o tipo de fratura existente (tabela 8).

Tabela 8 - Correlação entre a média das forças adesivas e tipo de fratura

	cimento-ER	cimento-C	resina-ER	resina-C
<b>Correlação</b>	0.0598	-0.0261	0.0592	-0.0810

Não se encontraram correlações entre as forças de adesão e o tipo de fratura ocorrido.



## 5. DISCUSSÃO

Hoje em dia a incidência da erosão dentária tornou-se uma realidade clínica com alta prevalência em pacientes adultos (Okida et al., 2014). A perda de estrutura dentária inicialmente é restrita ao esmalte e estratégias preventivas e não invasivas são indicadas de modo a satisfazer as necessidades estéticas e/ou para impedir a progressão da lesão (Schlueter, Jaeggi & Lussi, 2012). Quando a perda de tecidos dentários compromete a função, restaurações indiretas vão permitir o selamento do esmalte, restabelecer o contorno dentário e minimizar a perda de estrutura dentária por exposição ácida. Estes tratamentos dependem da eficácia adesiva para o sucesso clínico (Peutzfeldt et al., 2014), sendo assim, é importante perceber que alterações ocorrem a nível do esmalte e se tais modificações vão influenciar a adesão dos materiais restauradores presentes no mercado.

Este estudo foi realizado com dentes de bovino ao invés de dentes humanos. Em medicina dentária, grande parte dos estudos de materiais *in vitro* são realizados em dentes humanos, no entanto estes apresentam diversas limitações. Por vezes, obter a sua homogeneidade pode ser um obstáculo, assim como a qualidade e quantidade suficiente necessária para o estudo, uma vez que muitos são extraídos devido à extensa lesão de cárie (Teruel et al., 2015; Yassen, Platt & Hara, 2011). Sendo assim, os dentes humanos têm vindo a ser substituídos por dentes de outras espécies de mamíferos (Teruel et al., 2015). Diversos estudos constataram que a composição química que mais se assemelha ao esmalte humano foi o de bovino (Teruel et al., 2015; Wang et al., 2012). Os incisivos mandibulares de bovino têm sido considerados um excelente substituto para os dentes humanos. São mais fáceis de obter, possuem uma superfície de esmalte plana relativamente grande, ao contrário da pequena superfície curva dos dentes humanos, apresentando-se sem defeitos e sem lesões de cárie (Wang et al., 2012; Yassen et al., 2011).

Yassen et al., (2011) reuniu alguns estudos que comparam o esmalte de bovino e o esmalte humano. Não foram encontradas diferenças na progressão das lesões de erosão entre as duas espécies, nem diferenças significativas nas forças de adesão para ambos os tecidos. Por fim, as taxas de desmineralização e remineralização apresentaram resultados muito semelhantes entre si, sendo um fator de grande importância uma vez que a nossa

investigação seguiu um protocolo de desmineralização e remineralização (Teruel et al., 2015; Wang et al., 2012; Yassen et al., 2011).

Por conseguinte, os dentes de bovino têm sido amplamente utilizados nos últimos anos como substitutos dos dentes humanos em investigação (Teruel et al., 2015; Yassen et al., 2011).

De forma a minimizar a deterioração dos dentes, estes foram desinfetados com Cloramina Trihidratada a 0,5% durante um período máximo de uma semana. Posteriormente a solução foi trocada para água destilada a uma temperatura de 4°C (ISO/TS 11405; Isolan et al., 2014; Ali, Hamouda, Ghazy & Abo-Madina, 2013)

A *smear layer* foi obtida artificialmente e padronizada através de uma lixa SIC de grão 600 durante 60 segundos, numa polidora em constante refrigeração. Técnica utilizada por diversos autores como um método de preparação de superfície para testes de microtração (Hattar et al., 2015; Kumari et al., 2015; Mann et al., 2014; Youm et al., 2015).

A erosão endógena foi simulada com uma solução de HCL a um pH de 2,2, representando um caso de grande severidade em que o conteúdo gástrico estaria constantemente a entrar em contacto com a cavidade oral. *In vivo*, este fator químico seria influenciável por fatores biológicos como a saliva, película adquirida, tecidos moles e posição dentária. No entanto, neste estudo não houve a formação de uma película adquirida e o ciclo de remineralização utilizada foi de 60 minutos não atingindo a remineralização total que levaria 6 horas. Este modelo favorece mais a desmineralização do que permite a remineralização (Austin et al., 2011).

O processo de remineralização dos dentes foi feito através de saliva artificial fornecida e produzida pelo Instituto Superior Ciências da Saúde Egas Moniz, cuja fórmula tem sido utilizada noutros projetos de investigação (Rangel, 2010; Curado, 2014).

No que diz respeito às peças de resina, estas foram todas jateadas com partículas de óxido de alumínio de 50µm, tal como recomendado pelo fabricante. Vários estudos relataram que dentro dos diversos tratamentos de superfície das restaurações indiretas, o jateamento com óxido de alumínio é o método mais eficaz para tornar a superfície rugosa

independentemente do compósito indireto utilizado (Harorli, Barutcugil, Kirmali & Kapdan, 2015; Re, Augusti, Amato, Riva & Augusti, 2014; Spitznagel, Horvath, Guess & Blatz, 2014). As peças de resina foram também lavadas numa cuba ultrassônica para retirar restantes partículas de alumínio (Re et al., 2014).

O condicionamento da superfície de esmalte foi realizado com *Scotchbond™ Universal Etchant* a 32% segundo as indicações do fabricante. Seguiu-se a técnica *etch-and-rinse*, visto que a etapa do ataque ácido em separado cria microporosidades no esmalte melhorando a sua retenção mecânica, que por conseguinte aumenta a força de adesão da restauração (Miyazaki et al., 2014; Pashley et al., 2011).

O sistema adesivo utilizado foi o *Scotchbond™ Universal* segundo as indicações do fabricante. Os adesivos universais têm a versatilidade de ser aplicado ao tecido dentário utilizando tanto a técnica *etch-and-rinse*, *self-etch* e *selective-etch* (3M Espe, 2013; Isolan et al., 2014).

No nosso estudo após o término das cimentações, os dentes foram armazenados em água destilada a 37°C durante 24 horas antes de se dar início aos testes de microtração, seguindo a técnica usada por vários investigadores (Ali et al., 2013; Hamouda, Samra & Badawi, 2011; Harorli et al., 2015; Perdigão et al., 2014).

Procedendo aos testes de microtração, os dentes são submetidos a diversos cortes para a formação em palitos distando de  $0.9 \pm 0.2$  mm entre si. Segundo a teoria de Griffith, com o desenvolvimento dos microtestes, a menor área de superfície foi associada a uma maior força adesiva, provavelmente devido ao menor número de falhas e a uma força de tensão mais uniforme (Bonifácio et al., 2012; Andrade et al., 2010).

Esta técnica trouxe diversas vantagens aos estudos adesivos. Permitiu aumentar o número de amostras a partir de um único dente, em que cada palito se torna em uma unidade estatística (Andrade et al., 2010; Kumari et al., 2015), possibilitando o cálculo de desvios em dentes individualmente (Armstrong et al., 2010). Há uma maior prevalência de falhas adesivas em contraste às coesivas, e permite também testar superfícies irregulares. Como desvantagens, é uma técnica que exige um trabalho intenso, requerendo exigência e rigor. A manipulação das amostras corre o risco de desidratação e devido à necessidade de

seccionamento as amostras podem ser induzidas a microfraturas antes da realização do teste (Andrade et al., 2012; Armstrong et al., 2010).

Por norma, as amostras devem ser testadas após as 24 horas, mas por razões logísticas só foi possível realizar os testes após 72 horas. Ali et al. (2013) estudou a comparação das forças de adesão de amostras que foram imediatamente tracionadas após o período de 24 horas e amostras que foram testadas 6 meses depois e armazenadas em água.

As forças de adesão das amostras armazenadas por 6 meses mostraram ter um valor significativamente inferior quando comparados com as amostras que foram imediatamente tracionadas. O autor explica que o armazenamento em água resulta da degeneração hidrolítica dos componentes da interface e especialmente da resina (Heintze, 2013). A hidrólise é um processo químico onde as ligações covalentes entre os polímeros são quebradas pela adição de água, formando ligações éster, resultando na perda de massa da resina. É considerada uma das principais razões para a redução da resistência de ligação entre o adesivo e o aderente ao longo do tempo (Ali et al., 2013).

No nosso estudo amostras não permaneceram armazenadas por um período tão longo, contudo pequenas alterações nas forças de adesão possam ter ocorrido.

As forças de microtração foram testadas na máquina de testes universal a uma velocidade de 0.5mm/min, sendo esta bastante utilizada por diversos autores (Andrade et al., 2010; El-Askary et al., 2012; Hamouda et al., 2011; Perdigão et al., 2014).

Porém, a velocidade de 1mm/min também é bastante usada por outros autores (Chen, Ko, Wu, Lai & Shih, 2014; Kumari et al., 2015; Youm et al., 2015).

No entanto, estudos relataram, por unanimidade, que não houve diferenças na resistência à microtração dentro da gama de velocidades avaliada 0.01-10.0 mm/min (Armstrong et al., 2010).

As fraturas obtidas foram classificadas em adesivas (rutura entre a interface esmalte-resina), coesivas (rutura unicamente em esmalte ou na resina) e mistas (rutura com a observação de esmalte e resina no local da fratura). Esta metodologia de classificação é utilizada por diversos autores (Andrade et al., 2012; Bonifácio et al., 2012; El-Askary et al., 2012; Perdigão et al., 2014).

Relativamente aos resultados obtidos no presente estudo, existem diferenças significativas nas forças de adesão entre o cimento-C e o cimento-ER. Observou-se uma diminuição das forças adesivas nos dentes que sofreram o ataque ácido previamente.

Já no grupo cimentado com resina aquecida não se encontraram diferenças significativas nas forças de adesão entre a resina-C e a resina-ER. Peutzfeldt et al. (2014) afirma que existe pouca informação que compare a resistência adesiva de um esmalte erodido com um esmalte normal. Segundo o autor, provavelmente não existirá diferenças. Attin et al. (2014) partilha da mesma opinião e acrescenta que o padrão formado por um esmalte que sofra um ataque erosivo e um esmalte que sofra um condicionamento ácido é semelhante, podendo assim se comportar de maneira semelhante.

No entanto Lenzi et al. (2013) através do seu estudo demonstrou que um esmalte previamente erodido juntamente com o condicionamento ácido apresenta forças de adesão superiores ao esmalte saudável apenas com o condicionamento ácido. Explica que estes dois condicionantes vão aumentar a porosidade do esmalte e provavelmente fornece uma profundidade de penetração maior da resina e consequentemente permite uma melhor adesão e retenção mecânica ao esmalte erodido, uma vez que a ligação ao esmalte é baseada principalmente na interligação micromecânica nas microporosidades.

Um estudo de Casas-Apayco et al. (2014) obteve resultados semelhantes ao do presente estudo, embora o ácido utilizado nesta investigação ser diferente, Casas-Apayco obteve valores de adesão significativamente inferiores em dentes que sofreram erosão ácida quando comparados com dentes saudáveis.

Observou-se também uma diferença significativa entre as forças de adesão do cimento-C com os outros 3 grupos, nomeadamente a resina-C em que não sofreu erosão ácida. Uma vez pré-aquecido o compósito, a sua viscosidade diminuiu e houve uma melhor adaptação à superfície de esmalte, contudo o cimento resinoso apresentou valores superiores de adesão quando comparados aos da resina aquecida.

Sendo assim, o efeito da erosão prévia só se fez sentir no grupo do cimento resinoso, em que houve uma diminuição das forças de adesão. No grupo resina aquecida, o efeito da erosão prévia não influenciou as forças de adesão, possivelmente devido ao fato de as alterações morfológicas resultantes da erosão serem semelhantes às do condicionamento

ácido da superfície (Attin & Wegehaupt, 2014; Peutzfeldt et al., 2014). O fato do cimento-C ter forças de adesão superiores aos outros grupos, neste momento através da literatura e publicações presentes não foi possível justificar esta diferença, pois ainda não há conhecimento de estudos feitos a este respeito.

Outro fator estudado foi a correlação entre a espessura do cimento e as forças de adesão. No presente estudo não houve correlação entre a espessura do cimento e a força de adesão. Este fraco resultado estatístico pode ter sido influenciado pela pequena amostra de palitos que foi medida, não se podendo tirar conclusões válidas. No estudo de Uzunoğlu et al. (2014) e de Özcan et al. (2013) o aumento da espessura do cimento levou a uma diminuição das forças de adesão. Autores explicam que com o aumento da espessura do cimento há uma maior contração de polimerização. Por outro lado, a existe uma maior incorporação de bolhas de ar por área de superfície. As bolhas podem enfraquecer o agente de ligação levando à desintegração do cimento resinoso da superfície aderente, o que é menos provável de ser visto em uma camada fina e uniforme de cimento (Uzunoğlu et al., 2014). No entanto, na investigação de Jorge Perdigão et al. (2007), a espessura do cimento resinoso não teve qualquer influência nas forças de adesão.

Relativamente ao tipo de fraturas obtidas nesta investigação é possível observar que todos os grupos apresentaram fraturas do tipo adesivas maioritariamente, como expectável. Porém, em segundo lugar a existência de fraturas do tipo coesivas foram as que predominaram em todos os grupos. Este tipo de fratura pode ter sido causado na formação dos palitos e/ou na realização dos testes de microtração, onde pequenos cracks poderão ter surgido durante a sua formação, aumentando assim a probabilidade de alterações nas forças de fratura. Por outro lado, a destreza do operador e a pouca experiência laboratorial podem ser fatores que influenciaram os dados obtidos, como incorreto alinhamento do palito no *jig*, assim como a sua colocação na máquina de testes universal (Armstrong et al., 2010; Scherrer, Cesar & Swain, 2010).

Por fim correlacionou-se o tipo de fratura obtida com a força da rutura desta, em que não se identificou tal correlação no presente estudo. Tem sido relatado em estudos de Chai et al. (2015) e Otani et al. (2015) a existência de uma correlação direta positiva entre a força de adesão e o tipo de falha, nomeadamente coesiva. As forças de adesão das fraturas

mistas quando comparadas com as adesivas apresentavam sempre valores superiores (Otani, Amaral, May, Cesar & Valandro, 2015).





## **6. CONCLUSÃO**

Com os resultados obtidos no presente estudo, rejeitamos a primeira hipótese nula e aceitamos a primeira hipótese alternativa, uma vez que as forças de adesão das restaurações indiretas vão variar com a erosão intrínseca prévia do esmalte no grupo cimentado com cimento resinoso.

Rejeitamos a segunda hipótese nula e aceitamos a segunda hipótese alternativa dado que entre os dois protocolos de cimentação se verificaram variações nas forças de adesão.

A terceira hipótese nula é aceite, não existindo correlação entre a espessura do cimento e as forças de adesão, rejeitando assim a terceira hipótese alternativa.

Por fim, a quarta hipótese nula é também aceite visto não se ter verificado correlação entre o tipo de fratura e a força de adesão, rejeitando a quarta hipótese alternativa.

### **Sugestão para Futuras Investigações:**

Segundo o presente estudo, não existem diferenças entre a cimentação com o cimento resinoso e a resina aquecida em dentes que sofram erosão, no entanto a pouca existência de estudos publicados dificultou a possibilidade de comparar os resultados obtidos neste trabalho, sendo assim fundamental que mais estudos sejam realizados para se compreender e aprofundar os conhecimentos relativamente à adesão em esmalte erodido.



## 7. BIBLIOGRAFIA

- 3M ESPE. (2012). RelyX Ultimate adhesive resin cement: Technical Data Sheet. *Industry News 3M ESPE. Seefeld, Germany*, 4–5.
- 3M ESPE. (2013). Scotchbond™ Universal Adhesive: Technical Product Profile.
- 3M ESPE. (2010). Filtek Table of Contents.
- Addy, M. & Shellis, R. P. (2014). Interaction between attrition, abrasion and erosion in tooth wear. *Monographs in Oral Science*, 20, 17–31.
- Ali, A. M., Hamouda, I. M., Ghazy, M. H. & Abo-Madina, M. M. (2013). Immediate and delayed micro-tensile bond strength of different luting resin cements to different regional dentin. *Journal of Biomedical Research*.
- Amoras, D. R., Corona, S. A. M., Rodrigues, A. L. & Serra, M. C. (2012). Effect of beverages on bovine dental enamel subjected to erosive challenge with hydrochloric acid. *Brazilian Dental Journal*, 23(4), 367–372.
- Andrade, A. M., Garcia, E., Moura, S. K., Reis, A., Loguercio, A., Silva, L. M., ... Grande, R. H. M. (2012). Do the Microshear Test Variables Affect the Bond Strength Values? *International Journal of Dentistry*, 2012, 1–6.
- Andrade, A. M. de, Moura, S. K., Reis, A., Loguercio, A. D., Garcia, E. J. & Grande, R. H. M. (2010). Evaluating resin-enamel bonds by microshear and microtensile bond strength tests: effects of composite resin. *Journal of Applied Oral Science*, 18(6), 591–598.
- Anusavice, K. J., Shen, C., Rawls, H. R., Antonson, S. A., Brantley, W. A., Esquivel-Upshaw, J. F., ... Primus, C. (2013). *Phillips' science of dental materials*.

- Armstrong, S., Geraldeli, S., Maia, R., Raposo, L. H. A., Soares, C. J. & Yamagawa, J. (2010). Adhesion to tooth structure: A critical review of “micro” bond strength test methods. *Dental Materials*, 26(2), e50–e62.
- Attin, T. & Wegehaupt, F. J. (2014). Impact of erosive conditions on tooth-colored restorative materials. *Dental Materials*, 30(1), 43–49.
- Austin, R. S., Stenhagen, K. S., Hove, L. H., Dunne, S., Moazzez, R., Bartlett, D. W. & Tveit, A. B. (2011). A qualitative and quantitative investigation into the effect of fluoride formulations on enamel erosion and erosion-abrasion in vitro. *Journal of Dentistry*, 39(10), 648–655.
- Ayub, K. V., Santos, G. C., Rizkalla, A. S., Bohay, R., Pegoraro, L. F., Rubo, J. H., ... Santos, M. C. (2014). Effect of preheating on microhardness and viscosity of 4 resin composites. *Journal of the Canadian Dental Association*, 80.
- Baroudi, K. & Mahmoud, R. S. (2015). Improving Composite Resin Performance Through Decreasing its Viscosity by Different Methods, 235–242.
- Bimbashi, V., Čelebić, A., Staka, G., Hoxha, F., Peršić, S. & Petričević, N. (2015). Psychometric properties of the Albanian version of the Orofacial Esthetic Scale: OES-ALB. *BMC Oral Health*, 15(1), 97.
- Bonifácio, C. C., Shimaoka, A. M., Andrade, A. P., Raggio, D. P., Amerongen, W. E. & de Carvalho, R. C. R. (2012). Micro-mechanical bond strength tests for the assessment of the adhesion of GIC to dentine. *Acta Odontologica Scandinavica*, 70(6), 555–563.
- Buzalaf, M. A., Hannas, a R. & Kato, M. T. (2012). Saliva and dental erosion. *J Appl Oral Sci*, 20(5), 493–502.

- Casas-Apayco, L. C., Dreibi, V. M., Hipólito, A. C., Graeff, M. S. Z., Rios, D., Magalhães, A. C., ... Wang, L. (2014). Erosive cola-based drinks affect the bonding to enamel surface: an in vitro study. *Journal of Applied Oral Science : Revista FOB*, 22(5), 1–8.
- Chai, Y., Lin, H., Zheng, G., Zhang, X., Niu, G. & Du, Q. (2015). Evaluation of the micro-shear bond strength of four adhesive systems to dentin with and without adhesive area limitation. *Bio-Medical Materials and Engineering*, 26(s1), S63–S72.
- Chen, W.-C., Ko, C.-L., Wu, H.-Y., Lai, P.-L. & Shih, C.-J. (2014). Thermal cycling effects on adhesion of resin–bovine enamel junction among different composite resins. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 38, 105–113.
- Chen, X.-D., Hong, G., Xing, W.-Z. & Wang, Y.-N. (2015). The influence of resin cements on the final color of ceramic veneers. *Journal of Prosthodontic Research*, 1–6.
- Cho, A., Kwak, S.-M. & Lee, J.-H. (2013). Identifying Attentional Bias and Emotional Response After Appearance-Related Stimuli Exposure. *Cyberpsychology, Behavior, and Social Networking*, 16(1), 121025083309001.
- Curado, G. (2014). Comparação de dois métodos de cimentação de um novo material nano cerâmico/resina a esmalte erodido e não erodido (Tese de Mestrado). Instituto Superior de Ciências da Saúde Egas Moniz.
- Delaviz, Y., Finer, Y. & Santerre, J. P. (2014). Biodegradation of resin composites and adhesives by oral bacteria and saliva: A rationale for new material designs that consider the clinical environment and treatment challenges. *Dental Materials*, 30(1)
- DENTSCARE, LTDA. (2008). Perfil Técnico da Llis.
- Derchi, G., Vano, M., Penarrocha, D., Barone, A. & Covani, U. (2015). Minimally invasive prosthetic procedures in the rehabilitation of a bulimic patient affected by dental erosion. *Journal of Clinical and Experimental Dentistry*, 7(1), e170–e174.

- Detoni, M., Oliveira, V., Lopes, B., Mattos, C. T. & Marquezan, M. (2015). Facial profile esthetic preferences : perception in two Brazilian states, *20*(3), 88–95.
- Dundar, A. & Sengun, A. (2014). Dental approach to erosive tooth wear in gastroesophageal reflux disease, *14*(2), 481–486.
- Fernandes, V. V. B., Rodrigues, J. R., Silva, J. M. F., Pagani, C. & Souza, R. O. A. (2015). Bond strength of a self-adhesive resin cement to enamel and dentin. *The International Journal of Esthetic Dentistry*, *10*, 146–156.
- Ganss, C. (2014). Is erosive tooth wear an oral disease? *Monographs in Oral Science*, *25*, 16–21.
- Ganss, C., & Lussi, A. (2014). Diagnosis of erosive tooth wear. *Monographs in Oral Science*, *25*, 22–31.
- Giannini, M., Makishi, P., Paula, A., Ayres, A. & Moreira, P. (2015). Self-etch Adhesive Systems: A Literature Review, *26*, 3–10.
- Hamouda, I. M., Samra, N. R. & Badawi, M. F. (2011). Microtensile bond strength of etch and rinse versus self-etch adhesive systems. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, *4*(3), 461–466.
- Hannig, M. & Hannig, C. (2014). The Pellicle and Erosion, *25*, 206–214.
- Hara, A. T. & Zero, D. T. (2014). The Potential of Saliva in Protecting against Dental Erosion, *25*, 197–205.
- Harorli, O. T., Barutcugil, C., Kirmali, O. & Kapdan, A. (2015). Shear bond strength of a self-etched resin cement to an indirect composite : Effect of different surface treatments. *Nigerian Journal of Clinical Practice*, *18*(3), 405–410.

- Hassan, A. M., Nabih, S. M., Mossa, H. M. & Baroudi, K. (2015). The effect of three polishing systems on surface roughness of flowable, microhybrid, and packable resin composites. *Journal of International Society of Preventive & Community Dentistry*, 242-247.
- Hattar, S., Hatamleh, M. M., Sawair, F. & Al-Rabab'ah, M. (2015). Bond strength of self-adhesive resin cements to tooth structure. *The Saudi Dental Journal*, 27(2), 70–74.
- Heintze, S. D. (2013). Clinical relevance of tests on bond strength, microleakage and marginal adaptation. *Dental Materials*, 29(1), 59–84.
- Heintze, S. D. (2013). Clinical relevance of tests on bond strength, microleakage and marginal adaptation. *Dental Materials*, 29(1), 59–84.
- Isolan, C. P., Valente, L. L., Münchow, E. A, Basso, G. R., Pimentel, A. H., Schwantz, J. K., ... Moraes, R. R. (2014). Bond strength of a universal bonding agent and other contemporary dental adhesives applied on enamel, dentin, composite, and porcelain. *Applied Adhesion Science*, 2(1), 25.
- Kumari, R. V., Poluri, R. K., Nagaraj, H. & Siddaraju, K. (2015). Comparative Evaluation of Bond Strength of Dual-Cured Resin Cements : An In-Vitro Study, 7(February), 43–47.
- Lussi, A. & Carvalho, T. S. (2014). Erosive tooth wear: A Multifactorial condition of growing concern and increasing knowledge. *Monographs in Oral Science*, 25, 1–15.
- Lussi, a., Schlueter, N., Rakhmatullina, E. & Ganss, C. (2011). Dental erosion - An overview with emphasis on chemical and histopathological aspects. *Caries Research*, 45(SUPPL. 1), 2–12.
- Mann, C., Ranjitkar, S., Lekkas, D., Hall, C., Kaidonis, J. A., Townsend, G. C. & Brook, A. H. (2014). Three-dimensional profilometric assessment of early enamel erosion simulating gastric regurgitation. *Journal of Dentistry*, 42(11), 1411–1421.

- Margaritis, V. & Nunn, J. (2014). Challenges in Assessing Erosive Tooth Wear, 25, 46–54.
- May, L. G., Robert Kelly, J., Bottino, M. A. & Hill, T. (2015). Influence of the resin cement thickness on the fatigue failure loads of CAD/CAM feldspathic crowns. *Dental Materials*, 31(8), 895–900.
- Mithiborwala, S., Chaugule, V., Munshi, A. & Patil, V. (2015). A comparison of the resin tag penetration of the total etch and the self-etch dentin bonding systems in the primary teeth: An in vitro study. *Contemporary Clinical Dentistry*, 3(2), 158.
- Miyazaki, M., Tsujimoto, A., Tsubota, K., Takamizawa, T., Kurokawa, H. & Platt, J. A. (2014). Important compositional characteristics in the clinical use of adhesive systems. *Journal of Oral Science*, 56(1), 1–9.
- Moazzez, R. & Bartlett, D. (2014). Intrinsic causes of erosion. *Monographs in Oral Science*, 25, 180–196.
- Okida, R. C., Micheline, D., José, A., Filho, V., Andreotti, A. M., Medeiros, R. A. & Goiato, M. C. (2014). Case Report Prosthetic Rehabilitation of a Patient with Gastroesophageal Reflux Disease : 4-Year Followup. *Case Reports in Dentistry*, 2014, 10–15.
- Otani, A., Amaral, M., May, L. G., Cesar, P. F. & Valandro, L. F. (2015). A critical evaluation of bond strength tests for the assessment of bonding to Y-TZP. *Dental Materials*, 31(6), 648–656.
- Özcan, E., Çetin, A. R., Tunçdemir, A. R. & Ülker, M. (2013). The effect of luting cement thicknesses on the push-out bond strength of the fiber posts. *Acta Odontologica Scandinavica*, 71(3-4), 703–709.



- Pashley, D. H., Tay, F. R., Breschi, L., Tjäderhane, L., Carvalho, R. M., Carrilho, M. & Tezvergil-Mutluay, A. (2011). State of the art etch-and-rinse adhesives. *Dental Materials*, 27(1), 1–16.
- Pavan, S., Santos, P. H., Berger, S. & Bedran-Russo, A. K. B. (2015). The effect of dentin pretreatment on the microtensile bond strength of self-adhesive resin cements. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 104(4), 258–264.
- Perdigão, J., Muñoz, M., Sezinando, A., Luque-Martinez, I., Staichak, R., Reis, A. & Loguercio, A. (2014). Immediate Adhesive Properties to Dentin and Enamel of a Universal Adhesive Associated With a Hydrophobic Resin Coat. *Operative Dentistry*, 39(5), 489–499.
- Perdigão, J., Gomes, G. & Augusto, V. (2007). The Effect of Dowel Space on the Bond Strengths of Fiber Posts. *Journal of Prosthodontics*, 16(3), 154–164.
- Peutzfeldt, A., Jaeggi, T. & Lussi, A. (2014). Restorative Therapy of Erosive Lesions, 25, 253–261.
- Prajapati, P., Sethuraman, R., Naveen, Y. G. & Patel, J. R. (2013). Indirect laminate veneer : a conservative novel approach, 1–3.
- Rangel, J. (2010). Análise quantitativa de monómeros existentes na saliva através de técnicas cromatográficas (Tese de Mestrado). Instituto Superior de Ciências da Saúde Egas Moniz.
- Re, D., Augusti, G., Amato, M., Riva, G. & Augusti, D. (2014). Esthetic Rehabilitation of Anterior Teeth with Laminates Composite Veneers. *Case Reports in Dentistry*, 2014(Figure 1), 1–9.
- Rickman, L. J., Padipatvuthikul, P. & Chee, B. (2011). Clinical applications of preheated hybrid resin composite. *British Dental Journal*, 211(2), 63–67.

- Roesch-ramos, L., Roesch-dietlen, F., Remes-troche, J. M., Romero-sierra, G., Mata-tovar, C. D. J., Azamar-jácome, A. A. & Barranca-enríquez, A. (2014). Dental erosion, an extraesophageal manifestation of gastroesophageal reflux disease. The experience of a center for digestive physiology in Southeastern Mexico, *106*(11), 92–97.
- Scherrer, S. S., Cesar, P. F. & Swain, M. V. (2010). Direct comparison of the bond strength results of the different test methods: A critical literature review. *Dental Materials*, *26*(2), e78–e93.
- Schlichting, L. H., Maia, H. P., Baratieri, L. N. & Magne, P. (2011). Novel-design ultra-thin CAD/CAM composite resin and ceramic occlusal veneers for the treatment of severe dental erosion. *Journal of Prosthetic Dentistry*, *105*(4), 217–226.
- Schlueter, N., Jaeggi, T. & Lussi, A. (2012). Is Dental Erosion Really a Problem? *Advances in Dental Research*, *24*(2), 68–71.
- Settineri, S., Rizzo, A., Ottanà, A., Liotta, M. & Mento, C. (2015). Dental aesthetics perception and eating behavior in adolescence. *International Journal of Adolescent Medicine and Health*, *27*(3), 311–317.
- Shellis, P., Featherstone, J. & Lussi, A. (2014). Understanding the chemistry of dental erosion. *Monographs in Oral Science*, *25*, 163–179.
- Shenoy, R. & Shenoy-Panchmal, G. (2015). Dentofacial abnormalities among adolescents: A study on the prevalence and severity. *Journal of Clinical and Experimental Dentistry*, *7*(2), e273–e277.
- Silva e Souza, M. H., Carneiro, K. G. K., Lobato, M. F., Silva e Souza, P. D. A. R. & Góes, M. F. (2010). Adhesive systems: important aspects related to their composition and clinical use. *Journal of Applied Oral Science : Revista FOB*, *18*(3), 207–14.

- Silva, R. A. T., Coutinho, M., Cardozo, P. I., Silva, L. A. & Zorzatto, J. R. (2011). Conventional dual-cure versus self-adhesive resin cements in dentin bond integrity. *Journal of Applied Oral Science*, 19(4), 355–362.
- Somani, R., Jaidka, S., Jawa, D. & Mishra, S. (2015). Comparative evaluation of smear layer removal by various chemomechanical caries removal agents: An in vitro SEM study. *Journal of Indian Society of Pedodontics and Preventive Dentistry*, 33(3), 204–207.
- Spitznagel, F. A., Horvath, S. D., Guess, P. C. & Blatz, M. B. (2014). Resin Bond to Indirect Composite and New Ceramic/Polymer Materials: A Review of the Literature. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 26(6), 382–393.
- Strnad, G. & Buka, I. (2014). Effect of Acid Erosion Followed by Remineralization Process on Microhardness of Dental Enamel. *Procedia Technology*, 12, 308–315.
- Teruel, J. D. D., Alcolea, A., Hernández, A. & Ruiz, A. J. O. (2015). Comparison of chemical composition of enamel and dentine in human, bovine, porcine and ovine teeth. *Archives of Oral Biology*, 60(5), 768–775.
- Ting, S., Chowdhury, A. A., Pan, F., Fu, J., Sun, J., Kakuda, S., ... Sano, H. (2015). Effect of remaining dentin thickness on microtensile bond strength of current adhesive systems. *Dental Materials Journal*, 34(2), 181–188.
- Torres, C. R. G., Torres, A. C. de M., Borges, A. B., Gomes, A. P. M., Pucci, C. R., Kubo, C. H., ... Caneppele, T. M. F. (2013). *Odontologia Restauradora Estética e Funcional: Princípios para a prática clínica* (1ª ed.). São Paulo.
- Uhlen, M.-M., Tveit, A., Refsholt Stenhagen, K. & Mulic, A. (2014). Self-induced vomiting and dental erosion – a clinical study. *BMC Oral Health*, 14(1), 92.
- Uzunoglu, E., Türker, S. A. & Yilmaz, Z. (2014). Influence of cement type and thickness on polyfiber post adhesion. *Journal of Conservative Dentistry : JCD*.

- Van Meerbeek, B., Yoshihara, K., Yoshida, Y., Mine, A., J., Munck, J. & Van Landuyt K.L. (2011). State of the art of self-etch adhesives. *Dental Materials*, 27(1), 17–28.
- Vinagre, A., Ramos, J., Messias, A., Marques, F., Caramelo, F. & Mata, A. (2015). Microtensile Bond Strength and Micromorphology of Bur-cut Enamel Using Five Adhesive Systems. *The Journal of Adhesive Dentistry*.
- Wang, C., Li, Y., Wang, X., Zhang, L., Tiantang & Fu, B. (2012). The Enamel Microstructures of Bovine Mandibular Incisors. *Anatomical Record*, 295(10), 1698–1706
- West, N. X. & Joiner, A. (2014). Enamel mineral loss. *Journal of Dentistry*, 42 Suppl 1, S2-S11.
- Worawongvasu, R. (2015). Scanning Electron Microscope Characterization of Erosive Enamel in Human Teeth. *Ultrastructural Pathology*, 00(00), 1–7.
- Yassen, G. H., Platt, J. A. & Hara, A. T. (2011). Bovine teeth as substitute for human teeth in dental research: a review of literature. *Journal of Oral Science*, 53(3), 273–282.
- Youm, S. H., Jung, K. H., Son, S. A., Kwon, Y. H. & Park, J. K. (2015). The effect of dentin pretreatment and curing mode on the microtensile bond strength of self-adhesive resin cements. *The Journal of Advanced Prosthodontics*, 317–322.

## 8. ANEXOS

### Anexo 1 – Discriminação dos Principais Materiais Utilizados

Tabela 9 - Composição química e fabricante do adesivo *Scotchbond™ Universal* (3M ESPE, 2013) e do cimento *RelyX™ Ultimate* (3M ESPE, 2012).

*Scotchbond™ Universal Adhesive*  
3M ESPE, Minnesota, E.U.A.



Composição Química

<i>MDP Phosphate Monomer</i>
<i>Dimethacrylate resins</i>
<i>HEMA</i>
<i>Vitrebond™ Copolymer</i>
<i>Filler</i>
<i>Ethanol</i>
<i>Water</i>
<i>Initiators</i>
<i>Silane</i>

Lote: 593015  
Validade: 06/2017

*RelyX™ Ultimate Adhesive Resin Cement*  
3M ESPE, Minnesota, E.U.A.



Composição Química

<i>Base Paste</i>	<i>Catalyst Paste</i>
<i>Methacrylate monomers</i>	<i>Methacrylate monomers</i>
<i>Radiopaque, silanated fillers</i>	<i>Radiopaque alkaline (basic) fillers</i>
<i>Initiator components</i>	<i>Initiator components</i>
<i>Stabilizers</i>	<i>Stabilizers</i>
<i>Rheological additives</i>	<i>Pigments</i>
-	<i>Rheological additives</i>
-	<i>Fluorescence dye</i>
-	<i>Dark cure activator for Scotchbond Universal Adhesive</i>

Lote: 595090  
Validade: 12/2016

Tabela 10 - Composição química e fabricante da resina *Filtek™ Supreme XTE* (3M ESPE, 2010) e da resina *Llis* (DENTSCARE LTDA, 2008).

<p><i>Filtek™ Supreme XTE Universal Restorative System</i></p> <p>3M ESPE, Minnesota, E.U.A.</p>	<p><i>Llis, Compósito</i></p> <p>DENTSCARE LTDA, FGM, Brasil</p>
	
<p>Composição Química</p>	<p>Composição Química</p>
<p><i>Contains bis-GMA, UDMA, TEGDMA, and bis-EMA(6) resins. To moderate the shrinkage, PEGDMA has been substituted for a portion of the TEGDMA resin in Filtek Supreme XT restorative.</i></p> <p><i>The fillers are a combination of non-agglomerated/non-aggregated 20 nm silica filler, non-agglomerated/non-aggregated 4 to 11 nm zirconia filler, and aggregated zirconia/silica cluster filler (comprised of 20 nm silica and 4 to 11 nm zirconia particles).</i></p>	<p><b>Ingredientes Ativos:</b>  Monômeros de <i>Bis-GMA</i> (Bis-Fenol A di-Glicidil Metacrilato);  <i>Bis EMA</i> (Bis-Fenol A di-Glicidil Metacrilato etoxilado);  <i>TEGDMA</i> (Trietileno glicol dimetacrilato);  canforoquinona, co-iniciador e silano.</p> <p><b>Ingredientes Inativos:</b>  Vidro de Bário-alumino silicato micronizado, pigmentos e sílica nanométrica.</p>
<p>Lote: N680263</p> <p>Validade: 01/2018</p>	<p>Lote: 230715; 280715; 200715; 140415</p> <p>Validade: 07/2018; 07/2018; 07/2018; 07/2018</p>

**Anexo 2 – Folha de registo de dados**

GRUPO: \_\_\_\_\_ ADESÃO: \_\_\_\_\_ DENTE: \_\_\_\_\_ DATA: \_\_\_\_\_

	Amostra	Fratura	Observações		Amostra	Fratura	Observações
1				13			
2				14			
3				15			
4				16			
5				17			
6				18			
7				19			
8				20			
9				21			
10				22			
11				23			
12				24			